

Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

„Hans Mora“

der Universität Rostock

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Prof. Dr. Hermann Lang

Untersuchungen zum Frakturschutz endodontisch behandelter Zähne

Inauguraldissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Rostock

vorgelegt von

Felix le Coutre, geb. am 05.07.1975 in Hamburg

aus Pronstorf

Rostock, 2011

Dekan der Medizinischen Fakultät : Prof. Dr. med. habil. E.C. Reisinger

1. Gutachter: PD Dr. Dieter Pahncke

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität Rostock

2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. h.c. Georg Meyer

Poliklinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und
Endodontie der Universität Greifswald

3. Gutachter: Prof. Dr. Dr. K.-O. Henkel

Abteilung VIIb Mund-Kiefer- Gesichtschirurgie
des Bundeswehrkrankenhauses Hamburg

Datum der Verteidigung: 18.10.2011

Ich widme diese Arbeit meiner Frau und meinen Töchtern.

Inhaltsverzeichnis

1.1 Einführung in die Thematik	3
1.2 Literaturübersicht	4
1.2.1 Epidemiologie	4
1.2.2 Ziele der endodontischen Behandlung	4
1.2.3 Vorgehen in der Endodontie	5
1.2.4 Biomechanische Eigenschaften von Zähnen	6
1.2.5 Kaukräfte	9
1.2.6 Biomechanik	10
1.2.7 Werkstoffe zur Rekonstruktion von Zähnen	14
1.2.7.1 Komposite	14
1.2.7.2 Keramik	15
1.2.8 Adhäsivtechnik	17
1.2.8.1 Schmelz/ Dentin	17
1.2.8.2 Keramik/ Adhäsiv	19
1.2.9 Literaturlauswertung	20
<u>2. Material und Methoden</u>	21
2.1 Probenauswahl	21
2.2 Versuchsaufbau und Testverfahren	29
2.3 Brucherteilung	31
2.4 Statistische Methoden und grafische Darstellung	32
<u>3. Ergebnisse</u>	32
3.1 Probencharakteristika	33
3.1.1 Größenvergleich der Proben	33
3.1.2 Korrelation zwischen Fläche und Bruchbelastung	35
3.2 Bruchverteilung	36
3.3 Defektanalyse	41
3.3.1 Einfluss der Bruchlast auf den Schweregrad ohne Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit	44
3.3.2 Einfluss der Bruchlast auf den Schweregrad des Defektes unter Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit	45
3.3.2.1 Unbehandelte Zähne (Kontrollgruppe A)	46
3.3.2.2 Mit MOD- Füllungen versorgte Zähne (Gruppe B)	46
3.3.2.3 Mit einem okklusalen Schild versorgte Zähne (Gruppe C)	48
<u>4. Diskussion</u>	49
4.1 Probencharakteristika und Versuchsaufbau	49
4.2 Bruchauslösende Kraft	55
4.3 Schweregrad der Defekte	56
4.4 Einfluss der bruchauslösenden Kraft auf den Schweregrad der Defekte	57
4.5 Messfehler	60
<u>5. Schlussfolgerungen</u>	62
<u>6. Zusammenfassung</u>	64

<u>7. Literaturübersicht</u>	66
<u>8. Danksagung</u>	81
<u>9. Thesen zur Promotionsschrift</u>	82
<u>10. Selbstständigkeitserklärung</u>	84
<u>10. Lebenslauf</u>	Fehler! Textmarke nicht definiert.

1.1 Einführung in die Thematik

Die Fortschritte der Zahnmedizin in den letzten Jahren haben es ermöglicht, eine große Zahl erkrankter natürlicher Zähne bis ins hohe Alter der Patienten zu erhalten. Einen wesentlichen Anteil daran haben die Forschung und die Einführung neuer Technologien auf dem Gebiet der Endodontie.

Auch wenn es heute weitgehend gelingt, die Entzündungen der Pulpa und des periapikalen Gewebes erfolgreich zu therapieren, wird der durch multiple Kariesbehandlungen im Laufe des Lebens bedingte Verlust an Zahnhartsubstanz zu einem immer größeren Problem. Müssen dazu noch Wurzelkanalbehandlungen durchgeführt werden, die eine große Zugangskavität, die komplette Entfernung des Pulpenkammerdaches und ein konisches Ausschachten der Wurzelkanäle erfordern, und ist schließlich der Schutz des so geschwächten Zahnes durch eine Krone, die ihrerseits weiteren Substanzabtrag erfordert, notwendig, so werden trotz moderner adhäsivtechnischer Aufbauverfahren die Grenzen des Zahnerhalts sichtbar.

Zusätzlich fordern die gesetzlichen Krankenkassen eine dreimonatige Wartezeit nach der Wurzelkanalbehandlung eines Zahnes, um den Erfolg der Therapie abzuwarten. In diesem Zeitraum ist der relativ ungeschützte Zahn starken Belastungen ausgesetzt, und es kommt oft zu Frakturen und Rissen in der Zahnhartsubstanz.

Zur Vermeidung des zusätzlichen Substanzabtrages wurde von Pahncke et al.⁷⁰ ein Verfahren entwickelt, bei dem auf die Präparation der Mantelflächen des endodontisch behandelten Zahns verzichtet wird. Dabei wird die durch die Zugangskavität verlorengegangene Hartsubstanz mit Kompositmaterial aufgebaut, die Kaufläche reduziert und eine plane Oberfläche geschaffen, auf die nach Abdrucknahme ein okklusaler Schild aus Keramik gefertigt und adhäsiv zementiert wird. Er bedeckt die gesamte Kaufläche und schützt die darunter liegenden Strukturen vor den Okklusions- und Artikulationskräften.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, den theoretischen Denkansatz mit einer labortechnischen Studie zu überprüfen.

1.2 Literaturübersicht

1.2.1 Epidemiologie

Epidemiologische Studien zeigen, dass Erkrankungen der Pulpa stark verbreitet sind und mit steigendem Lebensalter zunehmen. Jeder zweite 50- Jährige hat eine solche Erkrankung durchlebt, unter den über 60 -Jährigen sind schon 62% betroffen ²⁶⁻²⁷.

Im Jahre 2008 wurden in Deutschland ca. 6,3 Millionen Wurzelkanalfüllungen über die Primär- und Ersatzkassen abgerechnet. Seit 1975 ist fast eine Verdopplung der endodontischen Behandlungen und ein starker Rückgang der Extraktionen zu verzeichnen ⁵².

In einem Gutachten des Sachverständigenrats zur Entwicklung im Gesundheitswesen aus den Jahren 2000 / 2001 wird die Endodontologie neben der Parodontologie und der restaurativen Zahnheilkunde als eine der Schlüsseldisziplinen innerhalb der Tertiärprävention bei der Frage „Zahnerhalt oder Zahnverlust“ bezeichnet. Insgesamt lässt sich in Deutschland, analog zum weltweiten Trend in entwickelten Ländern, eine Verschiebung von der prothetischen zur erhaltenden Zahnmedizin beobachten ².

1.2.2 Ziele der endodontischen Behandlung

Das Ziel der endodontischen Behandlung ist die Schmerzlinderung und der langfristige Erhalt des erkrankten Zahnes, sowie die Verhinderung von Krankheiten, die von einem erkrankten Zahn ausgehen können ²⁵.

Durch die Behandlung sollen pathogene Keime und infiziertes Pulpagewebe entfernt werden. Eine bakterielle Infektion während der Behandlung des Zahnes und der angrenzenden parodontalen Strukturen soll verhindert werden und die Schaffung entzündungsfreier periradikulärer Verhältnisse eine langfristige Funktionalität des Kausystems gewährleisten.

Hierzu wird aus dem Wurzelkanal zunächst durch die chemomechanische Aufbereitung und Reinigung das irreparabel geschädigte oder infizierte Weichgewebe der Zahnpulpa entfernt. Die Wurzelkanalwände werden zusätzlich durch den adjuvanten Einsatz von antimikrobiellen Spüllösungen behandelt. Schließlich soll durch eine dichte und dauerhafte Obturation des gereinigten und leeren Kanallumens die bakterielle Rekolonisation unterbunden werden ^{14, 105}.

1.2.3 Vorgehen in der Endodontie

Jeder Zahn ist als erhaltungswürdig anzusehen, der eine noch weitgehend intakte Struktur aufweist und sich in einem parodontal akzeptablen Zustand befindet. Eine bloße Zerstörung der Zahnkrone stellt heute keinen ausreichenden Grund für eine Zahnentfernung dar.

Durch die Weiterentwicklung der modernen Endodontie und der Adhäsivtechnik ist es möglich geworden, auch hochgradig zerstörte Zähne zu erhalten. Dennoch muss die Erhaltungswürdigkeit individuell für jeden Zahn immer neu eingestuft werden. In den letzten Jahren sind mit der Einführung stetig verbesserter Adhäsiv- und Kompositsysteme verschiedene neue Therapiemöglichkeiten entstanden, die wesentliche Bereiche für den Aufbau endodontisch behandelter Zähne abdecken und klassische Behandlungsprinzipien zunehmend ersetzen oder verdrängen.

Dennoch geht ein Teil der endodontisch behandelten Zähne während oder kurz nach der Behandlung durch Frakturen verloren. Dies wird auch in einer Studie von Anil Kishen et al.⁴⁸ als dritthäufigste Ursache für das Misslingen einer Wurzelkanalbehandlung angegeben.

Als eine der Hauptursachen hierfür kann der erhöhte Substanzabtrag angesehen werden, der durch die Kariesentfernung, Abtragen des Pulpakammerdaches, Anlegen einer Zugangskavität sowie das Ausschachten der Kanäle bedingt ist³.

Die Überlebensrate endodontisch behandelter Zähne kann nach Angaben von Rocke et al.⁸³ bis zu 81% nach 10 Jahren betragen.

1.2.4 Biomechanische Eigenschaften von Zähnen

Die Zahnhartsubstanz der Wurzel ist mit einem großen Anteil für die Stabilität des Zahnes verantwortlich und somit sollte besonders auf die substanzschonende Aufbereitung der Kanäle geachtet werden.

Ebenso beeinflusst die Wurzelanatomie eines Zahnes die Frakturresistenz. Als negative Faktoren gelten:

- tiefe Wurzeleinziehungen,
- atypische Furchenverläufe von der Krone in die Wurzel,
- extrem zierlich und spitz zulaufende Wurzeln,
- stark nach lateral verlagerte Wurzelkanäle³⁷.

Ein zu großes Aufbereiten des Kanallumens während der endodontischen Behandlung kann zu einer Destabilisierung des Zahnes führen^{66, 99}.

Dentin setzt sich zu etwa 70% aus Mineralien, 20% organischer Matrix und 10% Wasser zusammen⁸⁸. Der mineralisierte Teil des Dentins bildet die Hauptmasse der menschlichen Zahnhartsubstanz und ist für die individuelle Gestalt des Zahnes verantwortlich (Abb.1).

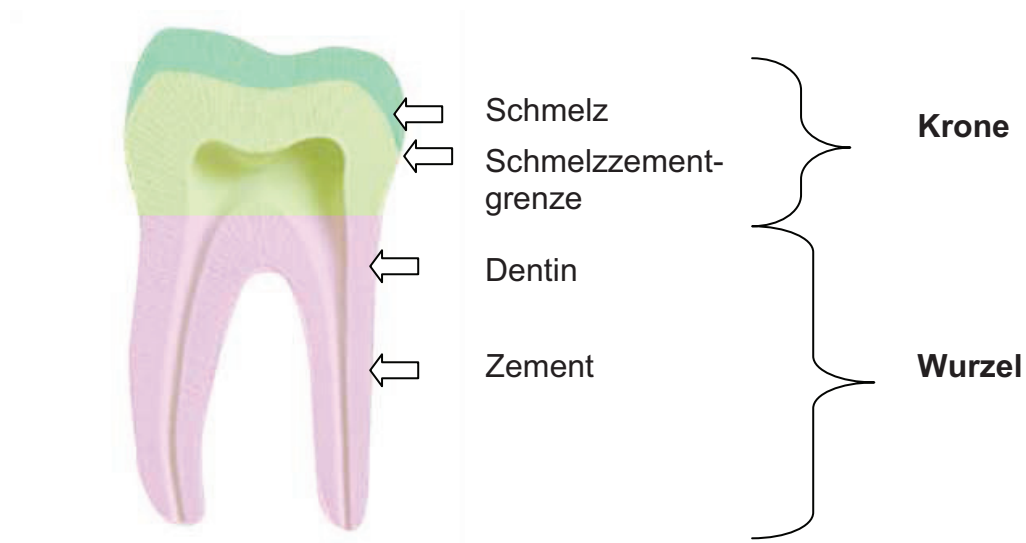


Abb. 1: Zahnaufbau

Im koronalen Teil ist das Dentin mit Schmelz und im Wurzelbereich mit Zement überzogen. Kollagen stellt mit bis zu 92% den größten Teil der organischen Matrix dar, der Rest ist nichtkollagene Grundsubstanz. Diese besteht aus Chondroitinsulfat, Muko- und Sialoproteinen, Lipiden, Zitrat und Laktat ²⁰.

Der mineralische Anteil des Dentins (Hydroxylapatitkristalle) besteht im Wesentlichen aus Kalzium und Phosphat.

Dentin ist weniger hart als Schmelz aber härter als Wurzelzement und Knochen. ⁸⁵

Ein besonderes Merkmal des Dentins sind die Tubuli, deren Dichte und Durchmesser mit zunehmender Entfernung zur Pulpa abnehmen. In ihnen liegen die millimeterlangen Odontoblastenfortsätze, die lebenslang peritubuläres Dentin bilden und somit die Porosität und Permeabilität des Dentins herabsetzen können.

Die Odontoblastenfortsätze müssen als wichtigstes funktionelles Element des Dentins angesehen werden. Aus diesem Grund spricht man bei Odontoblasten von einer Pulpa-Dentin-Einheit, da die eigentlichen Zellkörper an der Außenseite des Pulpenkavums liegen und Bestandteil der Pulpa sind ⁸⁸.

Die Frage der Eigenschaften und Eigenheiten des Dentins nach Devitalisierung des Zahnes wird kontrovers diskutiert. Stanford et al. ⁹² konnten in ihren Arbeiten zeigen, dass keine physikalischen Unterschiede zwischen vitalen und avitalen Zähnen in Bezug auf die Mikrofestigkeit, Härte, Frakturanfälligkeit sowie Zahnstabilität bestehen. Die Studien von Sedgley und Messer ⁸⁸ bestätigen die Thesen von Stanford ⁹².

Gegenteiliges wurde aber in der Studie von Fusayama und Maeda ³⁰, beschrieben, die allerdings Hundezähne verwendeten.

Auch in neueren Studien ^{43, 71} wird die These von Stanford et al. ⁹² untermauert, so dass man daher theoretisch davon ausgehen, dass kaum ein Unterschied zwischen vitaler und avitaler Zahnhartsubstanz besteht.

Tomani und Takahashi ⁹⁸ zeigten in einer in vitro Studie an Rinderzähnen, dass das Alter des Dentins Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Zahnes hat.

Zu berücksichtigen ist auch der verminderte Tastsinn an marktoten Zähnen, der zu einer Überbelastung führen kann. Vitale Zähne haben einen protektiven feedback-Mechanismus, welcher nach Entfernung der Pulpa verloren geht ⁷⁸.

In ihrer Studie kamen Paphangkorakit und Osborn ⁷² zu dem Ergebnis, dass eine Überkronung der Zähne zu einer signifikanten Erhöhung der Kieferschließkraft in der Interkuspidationsposition führt. In der Diskussion begründeten sie dieses Ergebnis damit, dass durch das Überkronen die intrinsischen Mechanorezeptoren gedämpft

werden und somit die parodontalen Mechanorezeptoren dominieren, die aber nur eine Veränderung des Kraftanstieges auf den ganzen Zahn registrieren und nicht eine Veränderung der Druckamplitude auf die Zahnkrone.

1.2.5 Kaukräfte

Es stellt sich die Frage, welche Maßnahmen zur Stabilisierung endodontisch behandelter Zähne geeignet sind.

Nach physiologischer Belastung kommt es aufgrund der Eigenelastizität zu einer vollständigen Rückstellung der Deformation.

Eine dauerhafte Verformung tritt nur bei überkritischer oder dauerhafter Belastung oder bei Verlust der Zahnhartsubstanz ein.⁹⁷

Es werden einerseits verschiedene Füllungsmaterialien zum Verschluß der Zahnhartsubstanzdefekte an der Krone und andererseits unterschiedliche Stiftsysteme zur Versorgung der Zahnwurzel diskutiert.

Da mit Belastungskräften in der Mundhöhle von 200-500 N zu rechnen ist, muss der Zahn vor diesen hohen Kräften ausreichend geschützt werden^{18, 23}.

Durch die Kaubewegung kommt es zu unterschiedlichen Kräften sowie Kraftrichtungen, die auf den Zahn und das Parodont wirken und somit unterschiedliche Spannungsspitzen im Kronen- Wurzelkomplex hervorrufen⁷⁶.

Die auftretenden Kaukräfte bei der durchschnittlichen Mastikation zeigen, wie bereits Körber und Ludwig⁴⁹ in ihrer Literaturübersicht von 1948 bis 1982 festgestellt haben, teilweise starke Differenzen in den jeweiligen Untersuchungen.

Aus der Übersicht ergaben sich Werte zwischen 98 N und 800 N (Tab.1). Für Einzelkronen ermittelten Schwickerath und Coca¹³ Werte von 400 N.

Tab. 1: Literaturvergleich der durchschnittlichen Kaukräfte

Autor	Zähne	Kraft Ø
Coca et al. ¹³	Frontzahn, Seitenzahn	148- 400N
Detle et al. ¹⁶	Frontzähne	156,8N
De Boever et al. ¹⁵	Frontzähne	100N
Kelly ⁴⁵	Seitenzahn	800N
Körber et al. ⁴⁹	Seitenzahn, Frontzahn	98- 725N

Eine theoretisch mögliche Kraft berechnete Fick ²⁸ anhand eines Muskelquerschnittes der Kaumuskulatur. Er kam hier auf einen Wert von ca. 4000 N.

Kelly ⁴⁵ ermittelte für Patienten mit Bruxismus Werte von maximal 800 N.

Von größerem Interesse sind Kräfte, die bei der Nahrungszerkleinerung zwischen den Zahnreihen auftreten. Sie sind in erster Linie von der Konsistenz der Nahrung abhängig und betragen durchschnittlich 40 N.

In der Studie von De Boever et al. ¹⁵ wurden funktionelle okklusale Kräfte während des Kauens und Schluckens mittels Telemetrie untersucht. Bei normaler Kaubewegung beobachteten sie maximale Kaukräfte von 50-75N, in 97% der Fälle lagen die durchschnittlichen Werte unter 15N.

Die beim Patienten auftretenden Kaukräfte sind nicht nur auf einen axialen Druck ausgerichtet, sie beinhalten auch extraaxiale Scherkräfte ¹³. Dies wird eindrucksvoll in der Studie von Stiefenhofer et al. ⁹³ mit Hilfe einer zweidimensionalen Finite-Elemente-Analyse dargestellt ⁹³.

Aus den Resultaten der meisten Studien wird darüber hinaus deutlich, dass der Zahn nicht nur allein betrachtet werden darf, sondern noch andere Faktoren, wie das Parodontium, die Zahnform und die Belastungsart und -richtung berücksichtigt werden müssen.

1.2.6 Biomechanik

Die Belastbarkeit des Kronen- Wurzel- Komplexes endodontisch behandelter Zähne wird wesentlich durch den Verlust der regulären Architektur der klinischen Krone und den Betrag des verbleibenden Dentins respektive der Wandstärke nach Exkavation kariöser Zahnhartsubstanz und Aufbereitung des Wurzelkanals bestimmt.

Zähne mit rein okklusalen Zugangskavitäten zeigen eine geringe Frakturanfälligkeit, dagegen erhöht der Verlust einer oder beider Randleisten die Frakturanfälligkeit überproportional ^{82, 90}.

In-vitro-Untersuchungen haben gezeigt, dass es unter Kaubelastung bei Zähnen mit MOD-Kavitäten, abhängig von deren Ausdehnung, zu einer Auslenkung bzw. „Verbiegung“ der Resthöcker kommt, die zu einer Höckerfraktur führen kann. Klinisch stellt hierbei das Verhältnis von Kavitätenbreite zum Abstand der Höckerspitzen ein Maß zur Bewertung der Stabilität dar ³⁶.

Zudem entsteht nach der Entfernung des Pulpenkammerdaches eine verlängerte Kronenwand; der dadurch verlängerte Hebel reduziert die Belastungsgrenze zusätzlich (Abb.2), so dass bereits bei geringen Kräften Frakturen eintreten können ³⁷.



Abb.2: Durch die Entfernung des Pulpenkammerdaches verlängert sich die Hebelwirkung auf die Kavitätenwand ⁹⁴

Haller et al. ³⁴ stellten heraus, dass es bereits durch das Anlegen einer MOD-Kavität zu einer Schwächung des Zahnes und zu einer Reduktion der Biegefestigkeit der Höcker kommt.

Nach Weiß ¹⁰⁶ sind unversorgte Prämolarenkavitäten bis zu einer Kraft von ca. 240N belastbar.

Nach einer Studie von Hood ³⁹ ist nach dem Verlust der Randleisten der belastete Höcker mit einem einseitig eingeklemmten Vierkant zu vergleichen (Abb.3).

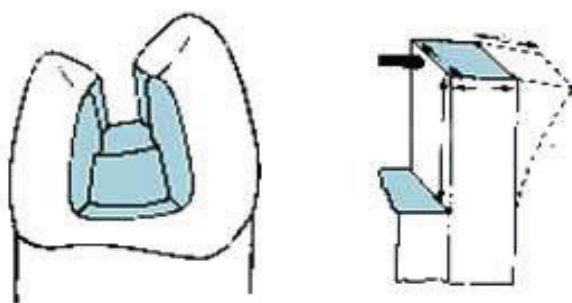


Abb. 3: Schematische Auslenkung eines Höckers nach Hood ³⁹

Er stellte in seiner Arbeit eine mathematische Gleichung zwischen einwirkender Kraft und der damit verbundenen Deformation der Höcker auf ³⁹. Die Auslenkung des Höckers erfolgt danach proportional zu der einwirkenden Kraft und zur dritten Potenz

der Wandlänge (entspricht der Kavitätestiefe) und umgekehrt proportional zum Elastizitätsmodul, zur Breite und zur dritten Potenz der Dicke ³⁹.

An Prämolaren wurde die Auslenkung des belasteten Höckers nach sukzessiver Erweiterung der Kavität mit dem in Tabelle 2 dargestellten Ergebnis dokumentiert.

Tab.2: Auslenkung des Höckers nach sukzessiver Entfernung von Zahnhartsubstanz nach Hood ³⁹

Präparation	Auslenkung
Unbehandelter Zahn	11µm
Okklusale Kavität	16µm
OM- Kavität	20µm
MOD-Kavität	24µm
Große MOD-Kavität	32,5µm

Rechnerisch lässt sich aus der Formel von Hood ³⁹ ableiten, dass es bei einer Verdopplung der Kavitätestiefe, z.B. bedingt durch die Entfernung des Pulpenkammerdachs, zu einer Zunahme der Höckerauslenkung um das Achtfache kommt. Eine Stabilisierung (d.h. Restauration) solcher Zähne ist praktisch immer notwendig, was bereits in den Studien von Hansen und Asmussen ³⁵ und Reeh et al. ⁸⁰ belegt wurde.

Entweder werden die verbliebenen Schmelzwände adhäsiv miteinander verbunden oder durch ein Onlay oder eine Teilkrone gefasst ^{35, 81}.

Die vorrangige Bedeutung der Verstärkung der äußeren Oberfläche durch das ringartige Fassen (ferrule effect) konnte nachgewiesen werden ^{32, 64, 87}.

Allerdings bedingt die Präparation einer Krone einen erhöhten Verlust an Zahnhartsubstanz auf den Mantelflächen. Ein zusätzlicher Verlust entsteht ebenfalls bei der Lumenpräparation für eine endodontische Versorgung. Dies sind die Hauptfaktoren für eine Schwächung des Zahnes, da die Festigkeit in direkter Relation zu der verbleibenden Masse von Dentin steht. ^{60, 90} In der Studie von Lang et al. ⁵⁵ konnte durch interferometrische Bestimmung gezeigt werden, dass nach jedem endodontischen Behandlungsschritt die Verformbarkeit der Wurzel zunahm. In der Studie wurden 20 extrahierte Zähne in einem Winkel von 130° mit 3,75 N jeweils nach

festgelegten Behandlungsschritten belastet und dann interferometrisch verglichen. Es konnte geschlussfolgert werden, dass jeglicher Zahnhartsubstanzverlust im Endodont zu einer erhöhten Verformbarkeit führt und somit destabilisierend wirkt.

Diese Ergebnisse führten zur Forderung, nicht nur minimalinvasiv in der Kavitätenpäparation vorzugehen, sondern auch möglichst substanzschonend endodontisch zu arbeiten.

Ein stabilisierender Effekt wird adhäsiv befestigten Restaurationen zugeschrieben, die eine Verblockung der Höcker und damit eine Einschränkung der Höckerbeweglichkeit herbeiführen können. Dagegen sind konventionell befestigte Restaurationen wie Amalgam oder Edelmetallinlays nicht geeignet, die Zahnkrone zu stabilisieren. Diese Werkstoffe wirken wie Keile, die zu ungünstigen Belastungsspitzen führen (Abb.4, Pfeile) ^{40 36.}

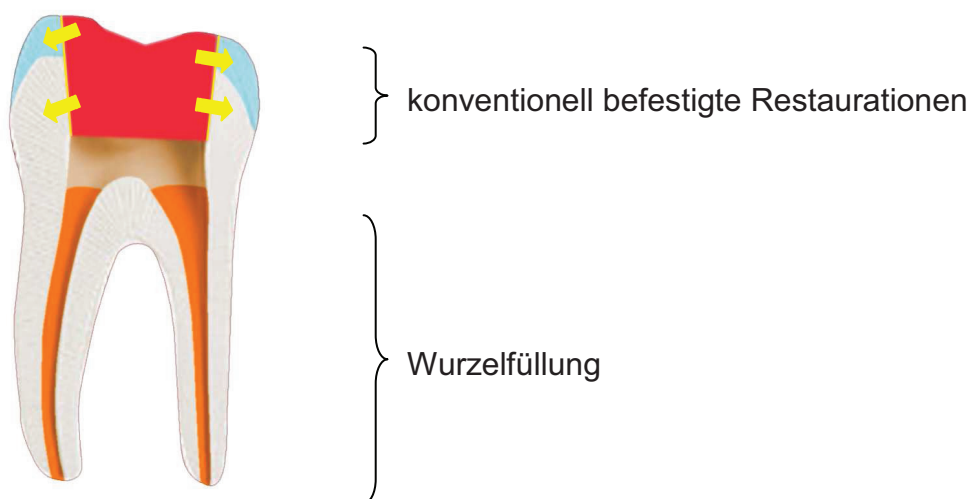


Abb.4 : Ungünstige Belastungsspitzen bei der Verwendung konventionell befestigter Füllungsmaterialien (gelbe Pfeile)

Ziel jeder definitiven Versorgung eines endodontisch behandelten Zahnes ist, dass der klinische Nutzen dem eines vitalen Zahnes nicht nachsteht. Dies betrifft sowohl funktionelle als auch ästhetische Aspekte.

1.2.7 Werkstoffe zur Rekonstruktion von Zähnen

Klassische Füllungswerkstoffe, wie Gold oder Amalgam sind als Aufbaufüllung für hochgradig zerstörte Zähne nicht geeignet. Gründe hierfür liegen in dem fehlenden adhäsiven Verbund zur Zahnhartsubstanz, dem präparationsbedingten vermehrten Zahnhartsubstanzabtrag und in der ungünstigen Keilwirkung der Füllung.

Aus den Ergebnissen einiger Studien geht hervor, dass eine MOD- Kavität die Bruchfestigkeit um bis zu zwei Drittel herabsetzt ^{40, 80}.

Seit der Einführung der Adhäsivtechnik wird eine Stabilisierung und eine annähernde Wiederherstellung der natürlichen Biegefestigkeit der mit direkten und indirekten adhäsiven Versorgungen restaurierten Zähne diskutiert ⁹.

Nach einer Studie von Lang ⁵⁴ ist anzunehmen, dass die Höcker adhäsiv versorgter Zähne weniger stark ausgelenkt werden als Zähne, die mit nicht adhäsiven Einlagefüllungen versorgt wurden, und dass die Verformung vor allem von der Kavitätengröße abhängig ist. Es wurde außerdem festgestellt, dass sich bei Kompositfüllungen die Füllung verformt, wohingegen sich bei adhäsiven Keramikrestorationen die Verformung auf die Verbundschicht konzentriert ⁵⁷.

1.2.7.1 Komposit

Die Basis der heutigen Komposite stellt das nach seinem Erfinder benannte „Bowen-Monomer“ dar. Es wurde in den sechziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts entwickelt und besteht aus Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat, dem anorganische Siliziumpartikel beigelegt werden.

Bis heute hat sich an der Grundzusammensetzung der Komposite fast nichts geändert. Die organische Matrix wird vom Monomer gebildet und bindet die anorganischen Bestandteile.

Eine Einteilung erfolgt anhand der Größe der Füllkörper ¹⁰⁸:

Durch die Menge und die Größe der Füllkörper wird die Viskosität der Komposite bestimmt, und es wird somit zwischen hoch und niedrig viskosen Kompositen unterschieden:

1. hochviskös: stopfbare Komposite
2. niedrigviskös: fließfähige Komposite ⁵¹

Problematisch sind nach wie vor die mechanischen Eigenschaften der Komposite, wie Abriebfestigkeit, Randständigkeit und Materialschrumpfung. Sie bestimmen vor allem das Anwendungsgebiet und schließen manchmal ihren alleinigen Einsatz bei der Rekonstruktion von sehr stark zerstörten Zähnen aus ^{11, 33}.

Die nach Überschreiten des Gelpunktes eintretende Polymerisationsschrumpfung (1,7-5,7%) verursacht bis heute die größten Schwierigkeiten bei der Versorgung von größeren Kavitäten. Die bei der Polymerisation auftretenden Spannungen übertragen sich in Abhängigkeit von der Applikationsform auf die Kavitätenwände und stellen somit die größten Schwachstellen dar ⁵⁰.

Mit Hilfe von „soft- start“- Polymerisation und schichtweisem Einbringen von Komposit wird versucht, die Schrumpfung auf ein Minimum zu reduzieren ^{51, 65}.

Um ein Maximum an Haftkraft zu erzielen, ist ein korrekter Umgang mit den zu verarbeitenden Materialien notwendig. Hierzu zählt das Anlegen eines Kofferdams, ein genauer Einsatz der Schmelz- Ätz- Technik sowie die Verarbeitung nach Herstellerangaben⁵¹.

Der stabilisierende Effekt von Kompositfüllungen beruht hauptsächlich auf dem adhäsiven Verbund mit der Zahnhartsubstanz ^{9, 31}.

Dieses Phänomen konnte auch an adhäsiv befestigten Amalgamfüllungen gezeigt werden, deren Stabilität durch Bondingsysteme erhöht wurde ^{19, 29, 41, 75}.

1.2.7.2 Keramik

Im Allgemeinen wird der Begriff Keramik als ein Werkstoff aus diversen anorganischen, nicht-metallischen, schwer wasserlöslichen Bestandteilen, die zu etwa 30% in kristalliner Struktur vorliegen, definiert.

Hauptbestandteile der Keramik sind:

- Steinzeugton (Ton, Kaolin, Quarz und Feldspat)
- Quarzsand
- Feldspalt

Die aus dem Porzellan hervorgegangene Dentalkeramik besteht aus den gleichen Materialien. Allerdings unterscheiden diese sich vom Porzellan dadurch, dass sie nur wenig Kaolin enthalten und die Feldspatanteile thermisch vorbehandelt sind, um eine homogene Masse mit höherer Transparenz, niedrigerem Schmelzbereich und kontrollierbarem Schrumpfungsverlauf zu erhalten.

Auf Grund ihrer Verarbeitung, Zusammensetzung und Struktur nehmen Dentalkeramiken eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein.

Zur Verbesserung von mechanischen Eigenschaften und Ästhetik werden gefügeverstärkende Stoffe wie Silizium, Aluminium oder Zirkonoxide und Leuzit beigemischt²⁴.

1.2.8 Adhäsivtechnik

1.2.8.1 Schmelz/ Dentin

Aufgrund des ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten und der Polymerisationsschrumpfung ist eine klebende Verankerung an der verbliebenen Zahnhartsubstanz bei der Verwendung von Kompositen notwendig, da es sonst zur Spaltbildung in den Randbereichen kommt.

Durch die Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik konnte die marginale Randspaltbildung schon früh auf ein akzeptables Maß reduziert werden ¹⁰.

Die Ätzung des Schmelzes wird durch zeitlich begrenzte Einwirkung starker Säuren auf die Schmelzoberfläche realisiert. Nach ca. 30 Sekunden werden durch Einwirkung 35%iger Phosphorsäure die Spitzen der Schmelzbüschel oder deren Peripherie freigelegt. Es entsteht ein retentives Ätzmuster mit einer stark vergrößerten Oberfläche, die dem hydrophoben Adhäsiv eine mikromechanische Haftung ermöglicht ⁵⁹.

Schwierigkeiten lagen lange Zeit in dem Verbund vom hydrophoben Adhäsiv und dem eher hydrophilen Dentin.

Zusätzlich stellen die unterschiedliche Polarisierung und die bei der Bearbeitung von Dentin entstehende „Schmierschicht“ bis heute die größten Probleme beim adhäsiven Verbund dar. Sie besteht vor allem aus anorganischen und organischen Dentinresten, die mit Mikroorganismen vermischt sind. Sie kann nicht mit Bürsten und/oder Wasser entfernt werden und erschwert das Anbinden an das Dentin ⁵³.

Die klassische Einteilung der Adhäsive basiert auf Unterschieden in der Schmelz- und Dentin- Ätztechnik. Sie ist nur bei Systemen anwendbar, in denen separat geätzt wird (Etch and rinse).

Durch die Entwicklung der modernen „selbstätzenden“ Adhäsive ist eine neue Kategorie hinzugekommen. Für beide Verfahren ist man dazu übergegangen, die Systeme nach der Anzahl der klinischen Arbeitsschritte weiter zu unterteilen.

Eine Zwischenstellung nehmen die Systeme ein, bei denen der Schmelz separat geätzt, und das Dentin mit einem selbstätzenden „Condi-Primer“ behandelt wird, der die Schmierschicht auflöst und das Dentin oberflächlich demineralisiert.

Die somit freiliegenden Kollagenfasern werden durch amphiphile Moleküle des Primers vorbereitet, um vom Bonding benetzt werden zu können ⁶⁹. Das größte Problem dieser

Systeme ist die Gewährleistung einer selektiven Schmelzätzung, die unter klinischen Bedingungen nicht immer umzusetzen ist.

Die Dentinadhäsive des Typs 1 (drei klinische Arbeitsschritte) basieren auf dem gleichzeitigen Ätzen von Schmelz und Dentin („total etching“).

Im Vergleich zur selektiven Schmelzätzung wird ein großer Teil der Schmierschicht entfernt und der Primer dient hier als Verbinder zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Adhäsiv. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt in dem Wegfall der nicht leicht umzusetzenden separaten Schmelzätzung und dem zusätzlichen Entfernen der Schmierschicht¹⁰¹.

Trotz absoluter Trockenlegung ist darauf zu achten, dass dem Dentin nicht alle Feuchtigkeit entzogen wird („wet-bonding“), da es sonst zu einem Zusammenbruch des Kollagengeflechtes kommt⁷⁴. Dentinadhäsive dieser Gruppe weisen die höchsten Haftwerte auf⁹⁶.

Bei den Adhäsiven vom Typ 2/3 (2 klinische Arbeitsschritte) werden entweder Primer und Bond (Typ 2) oder Säure und Primer (Typ 3) in einer Flasche kombiniert. Hierbei wird die Schmierschicht entweder durch das Wegspülen der Säure entfernt (Typ 2) oder durch den selbstätzenden Primer mit einbezogen (Typ 3).

Präparate dieser Gruppen sind trotz schlechterer Resultate im Vergleich zu Adhäsivsystemen des Typs 1 auf Grund ihrer vereinfachten Anwendung Marktführer geworden⁷³.

Durch die Einführung von Adhäsiven des Typs 4 (1 klinischer Arbeitsschritt) wird die Anwendung noch weiter vereinfacht. Der selbstätzende Primer und das Bond müssen nur auf Grund der Instabilität des Phosphorsäureesters vor der Anwendung gemischt werden. Hier wird ebenfalls die Schmierschicht mit einbezogen.

Bei den neusten Adhäsiven handelt es sich um Einfaschensysteme, bei denen ein vorbereitendes Mischen von Primer und Bond wegfällt⁷.

1.2.8.2 Keramik/ Adhäsiv

Keramische Restaurationen benötigen einen festen Verbund zur Zahnhartsubstanz, um den Zahn dauerhaft zu stabilisieren ⁶².

Durch den verbesserten Verbund sowohl zwischen Keramik und Befestigungskomposit als auch zwischen Befestigungskomposit und Zahn wird die erhöhte Bruchanfälligkeit keramischer Restaurationen deutlich herabgesetzt ³⁴.

Ähnlich wie bei der Zahnhartsubstanz muss auch die Keramikoberfläche benetzbar gemacht werden, um sich belastungsresistent mit dem hydrophoben Kunststoff zu verbinden. Um dieses Ziel zu erreichen, werden verschiedene Verfahren eingesetzt:

- Sandstrahlen
- Ätzen
- Silikatisierung

Sie dienen der Vergrößerung der Oberfläche und Erhöhung der Oberflächenenergie.

Letztere ist unbedingt erforderlich, damit die Kohäsionskräfte der Klebemoleküle von den Adhäsionskräften der keramischen Oberfläche überwunden werden können; dadurch kommt es zu einer besseren Benetzung und folglich zu einem solideren Klebeverbund ⁷⁷.

Um eine mikromechanische Retention auf der Keramikoberfläche zu erlangen, muss diese entweder sandgestrahlt und/oder mit 3-5% Flusssäure konditioniert werden. Die Ätzdauer liegt zwischen 60-120 Sekunden und ist abhängig von der verwendeten Säure und der Keramik.

Eine Sonderstellung nimmt die Silikatisierung ein. Hier wird z.B. beim Rocatec-Verfahren die Oberfläche mit Aluminiumoxid durch Bestrahlung aufgeraut und in einem zweiten Strahlprozess eine Silikatschicht aufgetragen.

Nach anschließender Silanisierung kommt es zu dem mikromechanischen Verbund und zu einem chemischen Verbund der Keramik mit dem Befestigungskomposit ^{50, 77}.

Die so vorbehandelte Keramik weist einen sowohl hydrolytisch stabilen als auch belastungsresistenten Verbund auf ^{6, 50}.

Hochfeste Keramiken (z.B. Aluminiumoxid- oder Zirkonoxidkeramik) lassen sich mit Säuren allein nicht konditionieren.

1.2.9 Literaturlauswertung

Der Auswertung der aktuellen Literatur ist zu entnehmen, dass der langfristige Erfolg einer Wurzelkanalbehandlung von folgenden Faktoren abhängig ist:

- **Reduktion der Keime im Wurzelkanal**
- **Vermeidung einer erneuten Besiedelung durch einen hermetischen okklusalen Verschluss**
- **Stabilisierung des Zahnes**
- **Geringer Zahnhartsubstanzverlust**

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass ein endodontisch zu behandelnder Zahn möglichst substanzschonend, schnell, langfristig und stabil versorgt werden soll.

Zu diesem Ergebnis kamen auch Willerhausen et al.¹⁰⁹. Sie untersuchten in einer retrospektiven, nicht randomisierten Kohortenstudie 508 Patienten, bei denen 775 Zähne behandelt worden. Es zeigte sich, dass aus der Kombination von fachgerechter Wurzelkanalbehandlung, rascher definitiver Versorgung, weitgehender Schonung der Zahnhartsubstanz und Nutzung moderner Kompositmaterialien eine sehr hohe Erfolgsrate resultierte.

In der Stellungnahme der DGZMK²¹ aus dem Jahre 2003 wird die Versorgung des endodontisch behandelten Zahnes mit moderner Adhäsivtechnik unter Verzicht eines Stiftes als Alternative bei stark zerstörten Zähnen angesehen.

Sorensen und Martinoff⁹¹ weisen darauf hin, dass dem Schutz des Zahnes vor Frakturen mehr Beachtung geschenkt werden sollte als dem Gewinn an Retentionsfläche durch einen Stiftaufbau.

In einer Studie von Edelhoff²² wird darauf eingegangen, dass ein Substanz schonendes Vorgehen bei der Versorgung von Zähnen die Prognose deutlich verbessert.

2. Material und Methoden

2.1 Probenauswahl

Das Untersuchungsmaterial bestand aus 90 frisch extrahierten, kariesfreien menschlichen Molaren des Ober- und Unterkiefers, die unmittelbar nach der Extraktion in Kunstspeichel gelagert wurden.

Alle Zähne wurden unter fließendem Wasser mit einer harten Zahnbürste vorgereinigt. Harte sowie weiche Beläge und Konkreme wurden mit einem Scaler entfernt.

Tiefe Fissuren und Grübchen wurden mit einem Pulverstrahlgerät (Air- Flow, Fa. Siemens, (D)) von Verfärbungen gereinigt.

Anschließend wurden alle Zähne mit Wasser und Bimsstein am Politurmotor geglättet.

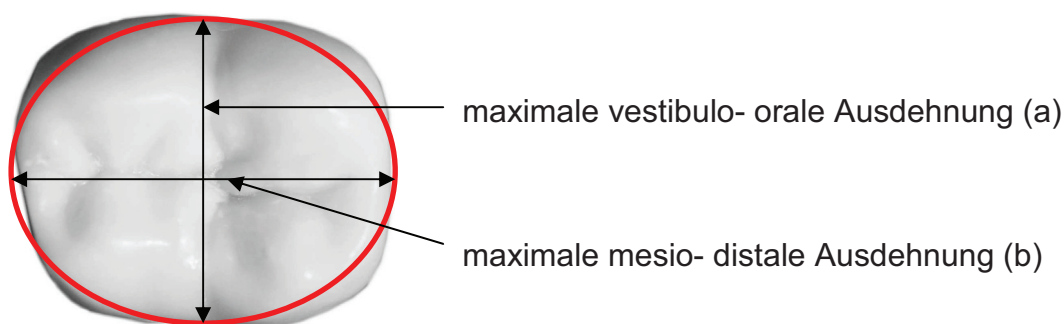
Alle Zähne wurden dann unter Verwendung einer Lupenbrille (Orascopic (x 1,8), USA) auf morphologische Abnormitäten und Defekte untersucht.

Als Ausschlusskriterien galten:

- Tiefe Füllungen
- Infrakturen/ Schmelzrisse
- Atypische Schmelzzementgrenze

Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass sich alle Zähne in Form und Größe ähnlich waren.

Alle Zähne wurden am anatomischen Kronenäquator in ihrer maximalen mesio -distalen und vestibulo -oralen Ausdehnung vermessen und die Querschnittsfläche berechnet (Abb. 5).



$$\frac{\pi}{4} \cdot a \cdot b = x \text{ [mm}^2\text{]}$$

Abb.5: Vermessung und Berechnung der Querschnittsflächen der Zähne

Um eine Austrocknung zu vermeiden, wurden alle Zähne nur für die notwendigen Arbeitsschritte aus der Kunstspeichellösung entnommen. Es wurde zusätzlich darauf geachtet, dass zwischen der Extraktion und dem Versuchsbeginn nicht mehr als drei Monate lagen.

Aus dem so voruntersuchten Probenmaterial wurden dann 48 morphologisch ähnliche Zähne ausgewählt.

Die Zähne wurden zufällig in drei Gruppen aufgeteilt (Abb. 6).

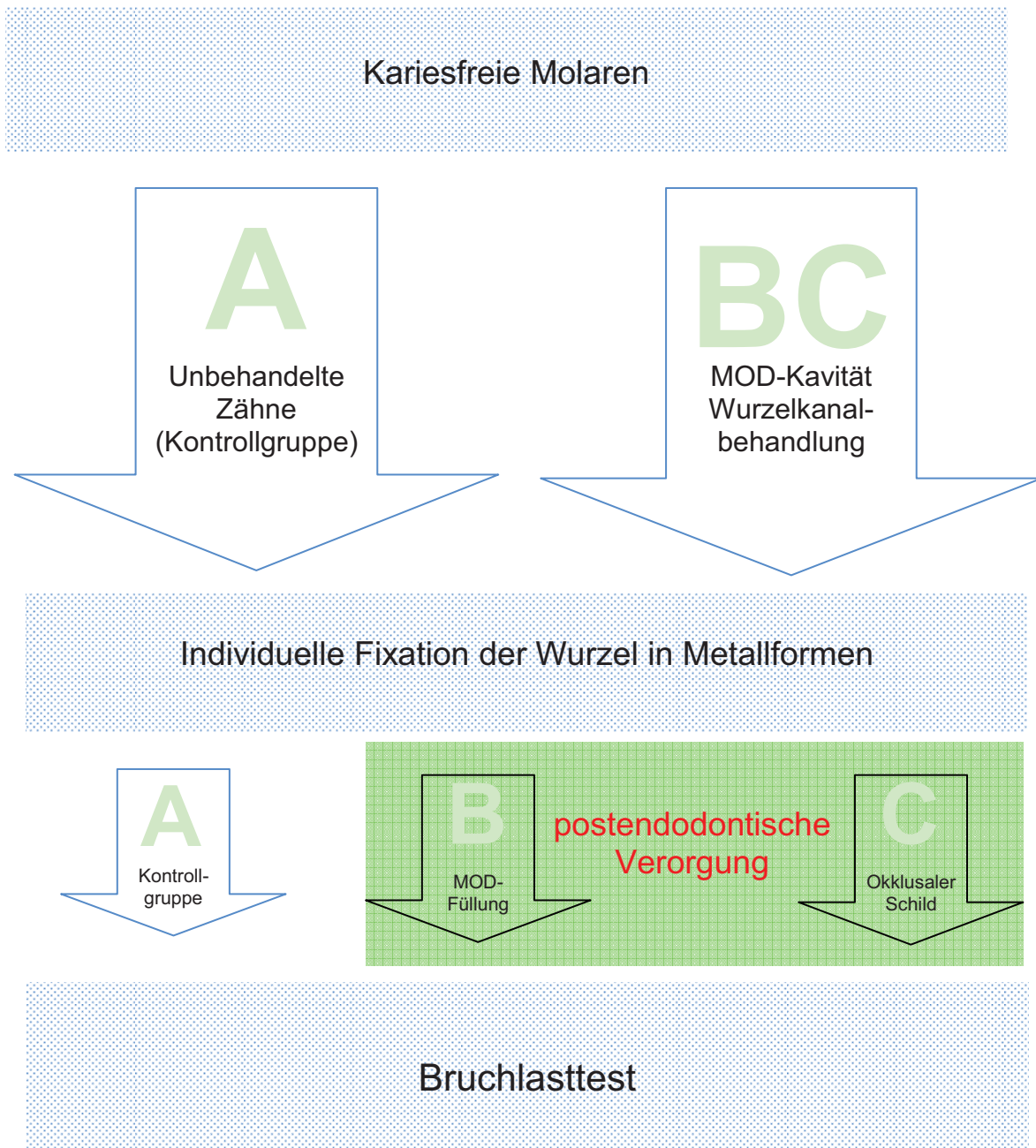


Abb.6 : Schematische Darstellung des Versuchsablaufs

Die Zähne der Gruppe A dienten als Kontrollgruppe und wurden nicht präpariert.
Bei den Gruppen B und C wurde unter ständiger Wasserkühlung eine klassische MOD-Kavität angelegt, die die Hälfte des trans -okklusalen Höckerabstandes bemaß (Abb. 7).



Abb. 7: In den Gruppen B und C präparierte MOD- Kavitäten

Der Boden des approximalen Kastens endete 1 mm über der Schmelzzementgrenze (Abb. 8).

Es wurde darauf geachtet, dass alle Bereiche der Kavitäten schmelzbegrenzt angelegt wurden.

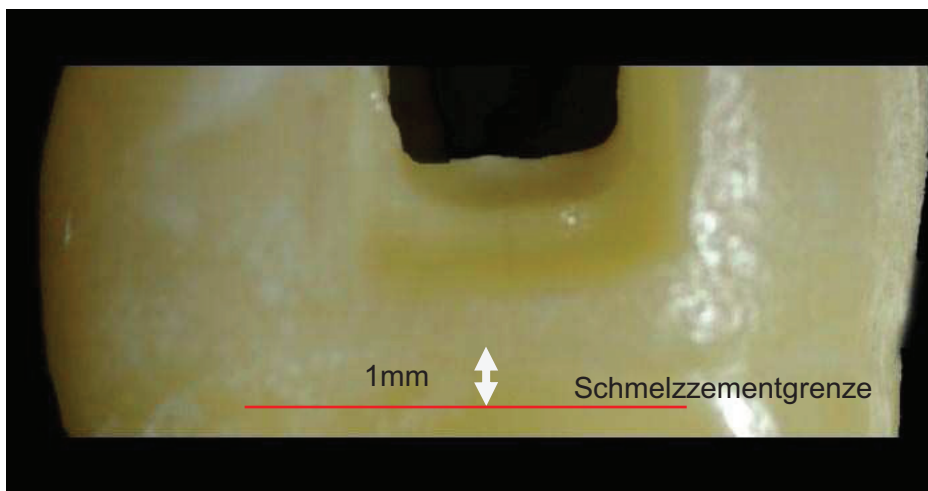


Abb. 8: Der Abstand des approximalen Kastens zur Schmelzzementgrenze betrug 1mm

Darüber hinaus wurde auch das Pulpenkammerdach entfernt. Anschließend erfolgte die Aufbereitung und Füllung der Wurzelkanäle.

Alle Kanäle wurden mit dem Mtwo-System der Firma VDW München (D) nach Herstellerangaben mit der „single- length- Technik“ aufbereitet und anschließend mit Lateralkondensation und AHplus™ (Dentsply Konstanz (D)) als Sealer abgefüllt. Die Kavitäten wurden mit Vocoid™ der Firma Voco Cuxhaven (D) in der Total- Etch- Technik unter Einhaltung der Herstellerangaben angeätzt. (Abb.9)

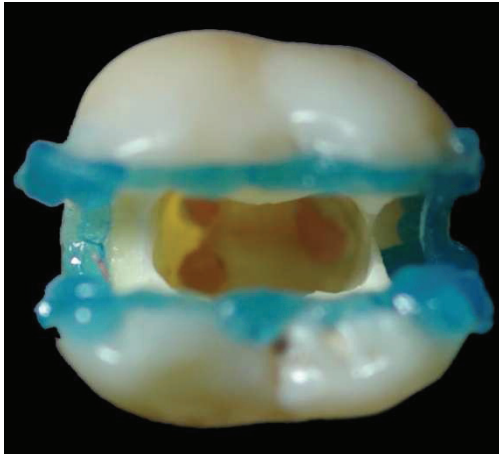


Abb. 9: Total- Etch- Technik

Die Zähne wurden in der Bulk- Technik mit dem Komposite Rebilda blau DC der Firma Voco Cuxhaven (D) rekonstruiert, als Haftvermittler kam Solobond Plus (Voco Cuxhaven (D)) nach Herstellerangaben zum Einsatz (Abb. 10).

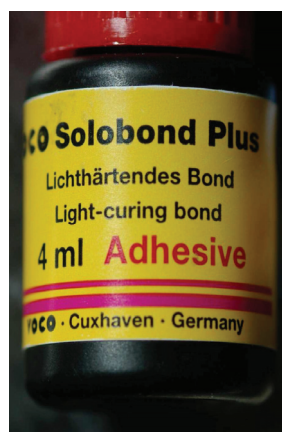


Abb.10: Solobond Plus und Rebilda DC der Firma Voco Cuxhaven (D)

Zur Polymerisation wurde eine SmartLite PS Polymerisationslampe von Dentsply DeTrey Konstanz (D) mit einer durchschnittlichen Lichtintensität von 950 mW/cm² für 20

Sekunden verwendet und anschließend die Sauerstoffinhibitionsschicht entfernt (Abb.11).



Abb. 11: Fertige Kompositfüllung

Bei den Zähnen der Gruppe C wurde die Zahnkrone bis einen Millimeter unterhalb des tiefsten Punktes des Fissurenreliefs mit einem diamantierten Trimmer mittlerer Körnung (HSS 88, Wassermann, (D)) unter Wasserkühlung plan geschliffen (Abb.12).

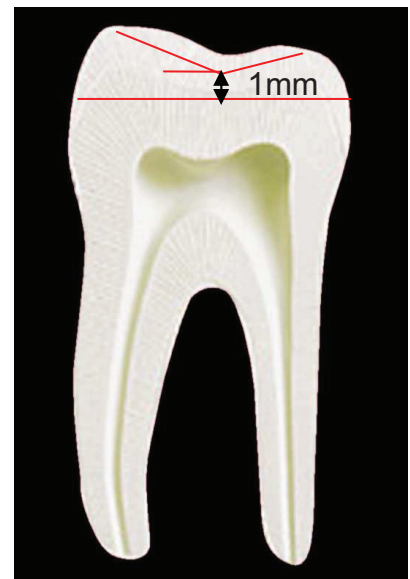
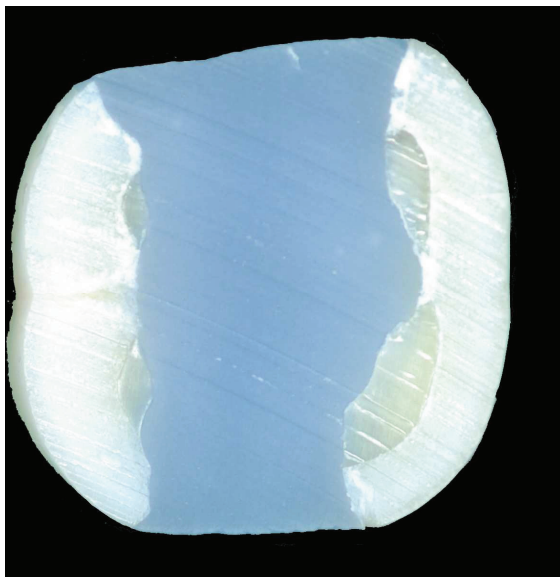


Abb. 12: Okklusales Plateau, ca.1mm unterhalb des tiefsten Punktes des ursprünglichen Fissurenreliefs

Auf das so entstandene Plateau konnte dann mit Hilfe des CAD/CAM- Systems Cerec™ der Firma Sirona Bensheim (D) eine Kaufläche konstruiert und aus industriell gefertigten Keramikblöcken (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent GmbH (D)) gefräst werden .

In den Programmooptionen wurde immer Zahn 16 gewählt. Dies gewährleistete eine nahezu identische Kaufläche mit einer Mindestdicke von 1mm bei allen Proben (Abb. 13).

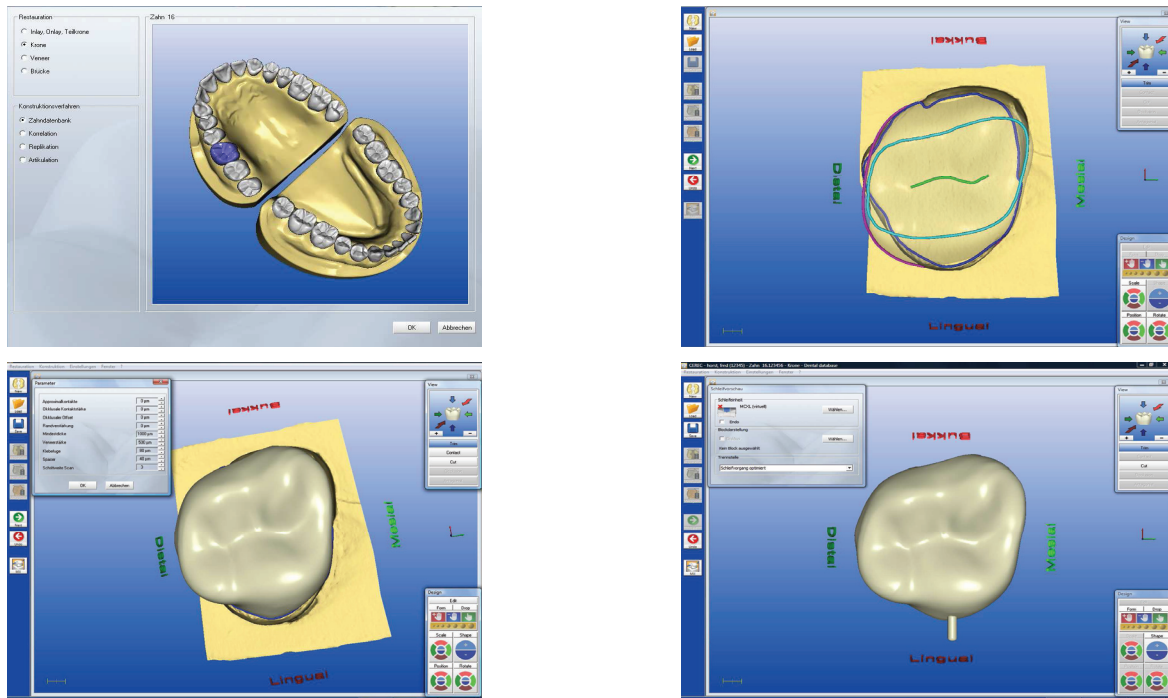


Abb.13: Herstellung des okklusalen Schildes mit der CEREC- Konstruktionssoftware

Nach ihrer Fertigstellung wurden die Keramikschilde 60 Sekunden mit IPS ceramic Ätzel (Ivoclar Vivadent GmbH (D)) geätzt und danach für 30 Sek. mit Wasser abgespült. Die so vorbehandelte Oberfläche wurde 60 Sekunden mit dem Ceramic Bond (Voco Cuxhaven (D)) silanisiert.

Die Zähne wurden mit 34,5%-iger Phosphorsäure (Vocoid Voco Cuxhaven (D)) in der Total-Etch- Technik vorbehandelt und als Adhäsiv kam Solo Bond plus (Voco Cuxhaven (D)) nach Herstellerangaben zum Einsatz.

Die Keramikschilde wurden mit dem Befestigungssystem Bifix™ der Firma Voco Cuxhaven (D) mit den vorbereiteten Zähnen adhäsiv verklebt (Abb. 14). Die Fixation erfolgte durch 20 Sekunden Lichthärtung von jeder Seite mit einer LED-Polymerisationslampe SmartLite PS von Dentsply DeTrey Konstanz (D) mit einer durchschnittlichen Lichtintensität von 950 mW/cm².

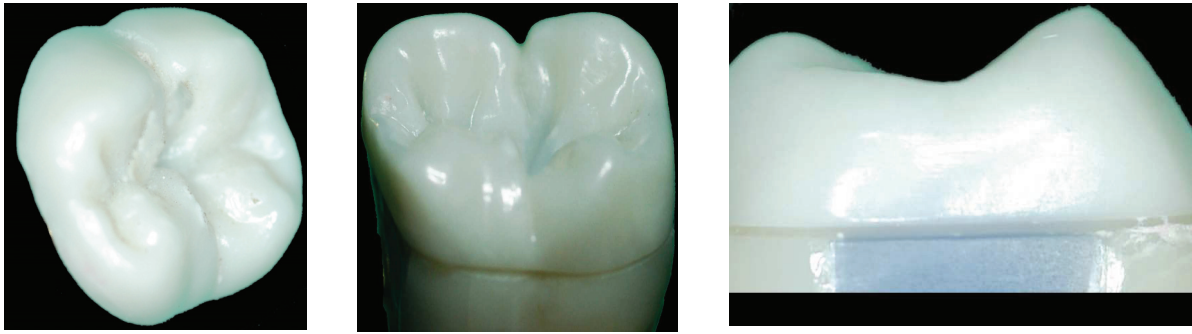


Abb.14: Okklusaler Schild

Im zweiten Teil des Versuchs wurde für alle Zähne eine zweigeteilte Form aus einer Nichtedelmetalllegierung (Wironit extrahart, BEGO (D)) angefertigt.

Zuerst wurde eine Silikonform (Ublisil 15, Dreve (D)) mit einem rechteckigen, nach oben offenen Hohlraum mit einer Kantenlänge von 15x15x20 mm (Länge x Breite x Höhe) hergestellt (Abb.15a). In dem Hohlraum wurde der Versuchszahn zentral justiert und die Form dann mit einem ausbrennbaren Kunststoff (Pattern Resin, GC America (USA)) bis zur Hälfte gefüllt, bis sie den Zahn bis zu einer Höhe von 2 mm unterhalb der Schmelzzementgrenze umschloss (Abb.15b). Anschließend wurden die Form und der Kunststoffblock in der Mitte des Zahnes getrennt (Abb.16), der Zahn entnommen und beide Hälften des Blockes zum Guss vorbereitet.

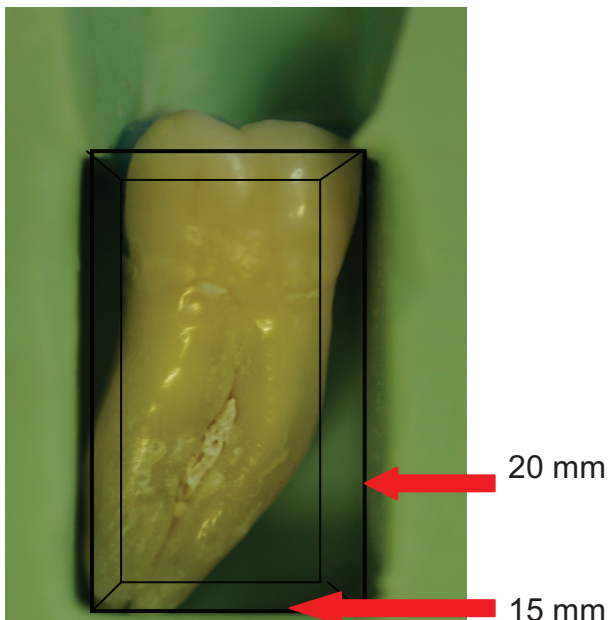


Abb. 15a: Silikonform

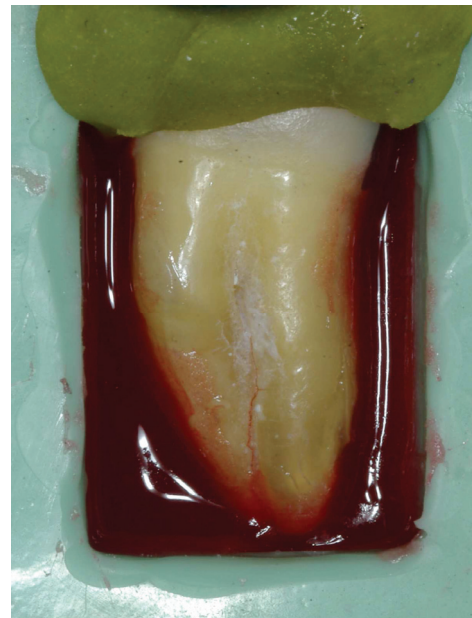


Abb. 15b: Silikonform, befüllt



Abb.16: Gussobjekt



Abb. 17: Gussobjekt,
angestiftet

Alle Gussobjekte wurden angestiftet und eingebettet (Bellastar XL/ Begosol, BEGO (D)) (Abb. 17).

Die Probenfassungen wurden alle nach dem lost-wax Prinzip gegossen und in Metall überführt (Abb.18).

Eine Individualisierung jeder einzelnen Form war erforderlich, um eine möglichst genaue Passung und ein flächiges Anliegen an die Wurzel zu erlangen. Die Grenzbereiche zwischen Zahn und Metall wurden abgerundet, um die Kerbspannungen zu reduzieren (Abb.19).



Abb.18: Probenaufnahme in Metall



Abb.19: Individualisierung der Formen

2.2 Versuchsaufbau und Testverfahren

Bei einer durchschnittlichen Neigung der Höckerabhänge von 30° - 40° wurden die vorbereiteten Zähne in einer speziell angefertigten Halterung (Abb. 23 a, b) so justiert, dass der Stößel der Prüfmaschine senkrecht auf die Neigungsfläche des zu prüfenden Höckers auftraf (Abb. 20).

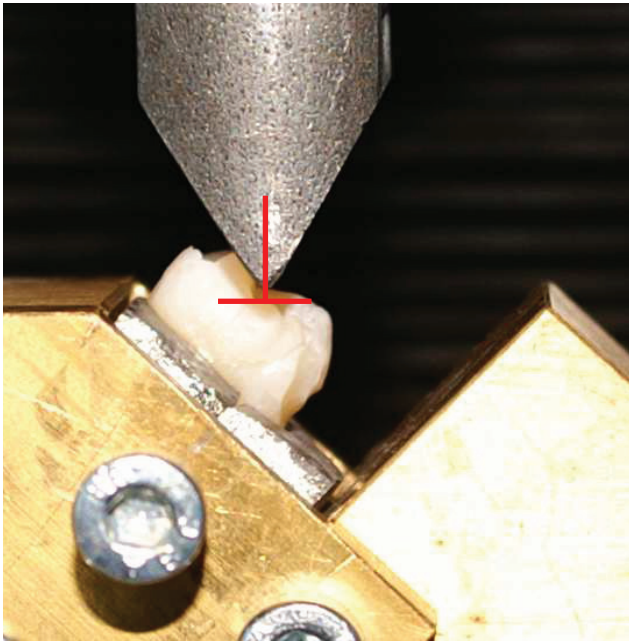


Abb.20: Ausrichtung des Prüfstößels

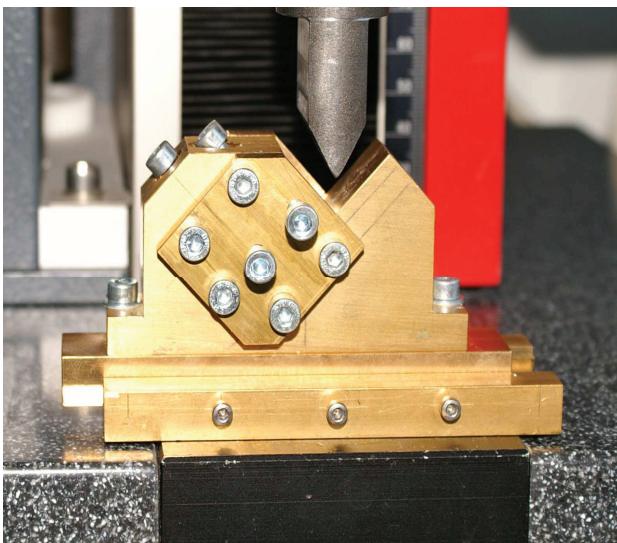


Abb. 21: Justierbarer Schlitten



Abb. 22: Zwick-
Prüfmaschine

Damit war die Längsachse des Zahnes in einem Winkel von 140° zur Tischebene geneigt (Abb. 23 a).

Der Vorteil lag darin, dass es nur zu einem geringfügigen Abrutschen der Prüffinne kam und eine exzentrische Höckerbelastung simuliert wurde ^{19, 34}. Die eingespannten Zähne konnten dann mit Hilfe eines Schlittens (Abb. 21) auf dem Arbeitstisch der einsäuligen Prüfmaschine der Firma Zwick (Ulm (D)) so ausgerichtet werden (Abb. 22), dass die Spitze des abgerundeten Stößels ($\varnothing 2\text{mm}$) auf die Mitte des tragenden Höckers zielte. Zusätzlich konnten alle Prüfkörper so ausgerichtet werden, dass immer der gleiche Bereich des jeweiligen Zahnes belastet werden konnte. Alle Prüfkörper wurden mit einer Vorkraft von $0,1\text{N}$ und einer Prüfgeschwindigkeit von 50mm/min mit einer linearen Belastung bis zum Versagen geprüft und die Messwerte aufgezeichnet.

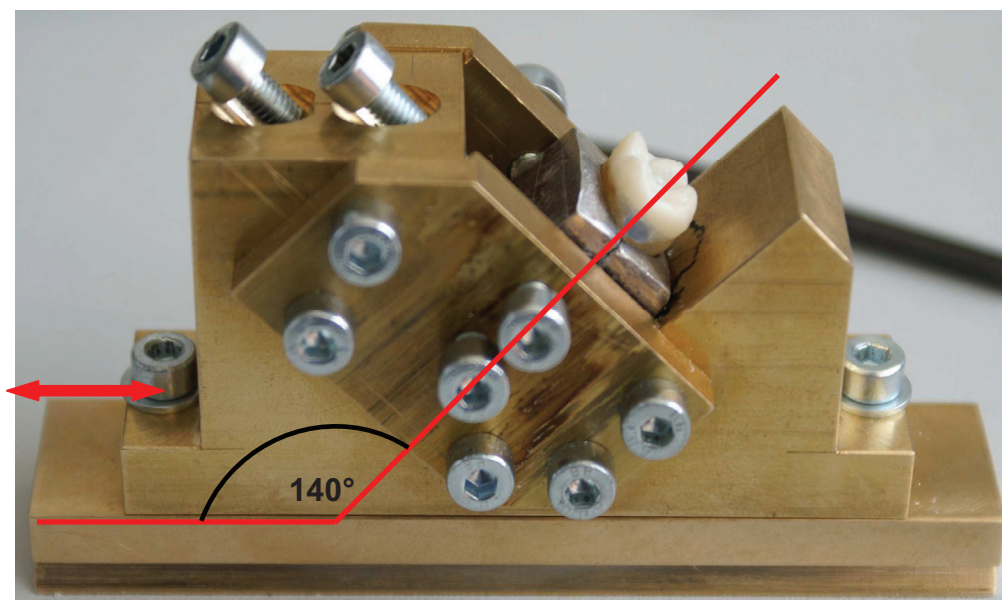


Abb. 23a: Probenhalterung, Ansicht von der Seite

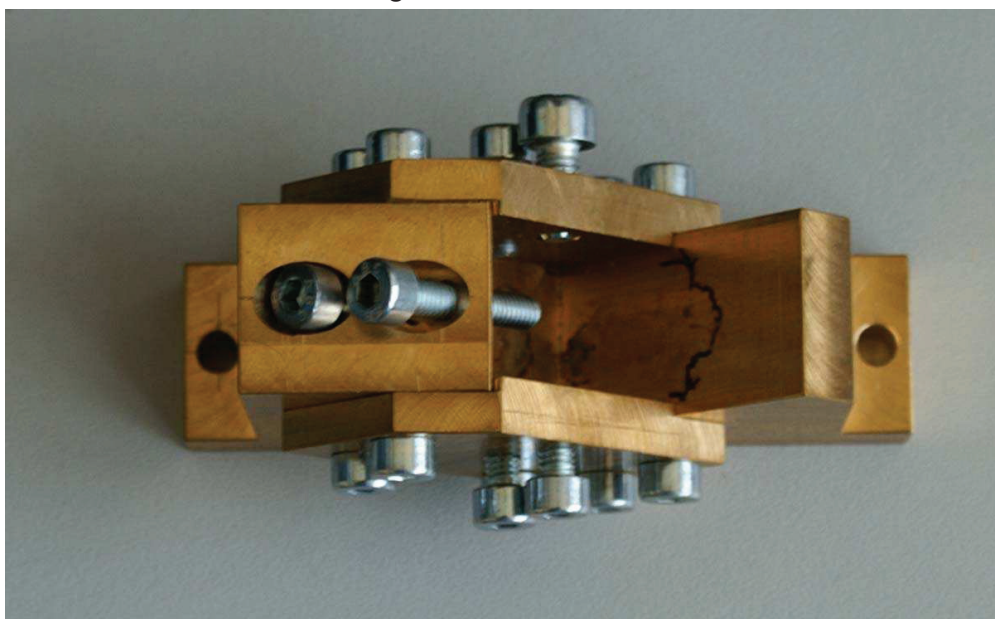


Abb.23b: Probenhalterung, Ansicht von oben

2.3 Brucheinteilung

Nach den Versuchen wurden die Zähne nach klinischen Maßstäben beurteilt. Hierzu erfolgte eine Einteilung nach der Art des eingetretenen Bruches in drei Schweregrade (Abb.24):

Gruppe 1: (leicht) Leicht zu reparieren, d.h. die Fraktur liegt weit oberhalb der Schmelzzementgrenze (Abb. 24)

Gruppe 2: (mittel) Die Fraktur liegt oberhalb der Schmelzzementgrenze, eine Reparatur ist nur mit hohem Aufwand möglich (Abb. 24)

Gruppe 3: (schwer) Irreparable Fraktur des Zahnes. Die Fraktur reicht weit in den Wurzelbereich hinein (Abb. 24)



Abb. 24: Einteilung der Defekte in drei Schweregrade

2.4 Statistische Methoden und grafische Darstellung

Die statischen Auswertungen wurden mit Hilfe von SPSS für Windows, Version 18.0 (SPSS Inc., USA) durchgeführt. Die Darstellung der kontinuierlichen Variablen erfolgte als Mittelwerte, während als Streumaße die Standardabweichungen gewählt wurden.

Die kontinuierlichen Variablen wurden mittels des Shapiro-Wilk-Tests hinsichtlich ihrer Normalverteilung überprüft. Die getesteten Variablen wiesen überwiegend eine Normalverteilung auf (Shapiro-Wilk-Test: $p > 0,05$). Bei den Vergleichen der Stichproben wurden durchgehend Tests für normalverteilte Stichproben herangezogen.

Beim Vergleich von mehr als 2 unabhängigen, normalverteilten Stichproben fand die einfaktorielle ANOVA Anwendung. Dabei wurde vorher zur Überprüfung der Homogenität der Varianzen der Levene-Test durchgeführt. Zur weiteren Differenzierung, welche Parameter der ANOVA sich unterschieden, wurde bei signifikantem Ergebnis der ANOVA als post hoc Test der LSD-Test (Least Significant Difference) mit multipler t-Testung durchgeführt.

Die kategorisierten Daten wurden mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests, bzw. des exakten Tests nach Fisher ausgewertet.

Die Übereinstimmung zwischen 2 Parametern wurde durch den Korrelationskoeffizienten (r) nach Pearson berechnet und nach folgender Einteilung bewertet:

$r < 0,2$ → sehr geringe Korrelation

$r = 0,2 - 0,5$ → geringe Korrelation

$r = 0,5 - 0,7$ → mittlere Korrelation

$r = 0,7 - 0,9$ → hohe Korrelation

$r > 0,9$ → sehr hohe Korrelation

Bei allen durchgeführten Tests erfolgte eine zweiseitige Signifikanzüberprüfung, wobei für alle statistischen Tests ein p -Wert $< 0,05$ als statistisch signifikant angenommen wurde.

3. Ergebnisse

3.1 Probencharakteristika

Für die Versuche wurden 48 Prü fzähne verwendet, die in Form und Größe nahezu identisch waren. Wegen technischer Problemen wurden drei Zähne nicht in die Auswertung einbezogen. Daraus ergibt sich die in Abbildung 25 dargestellte Verteilung auf die Gruppen (Gesamtanzahl n = 45).

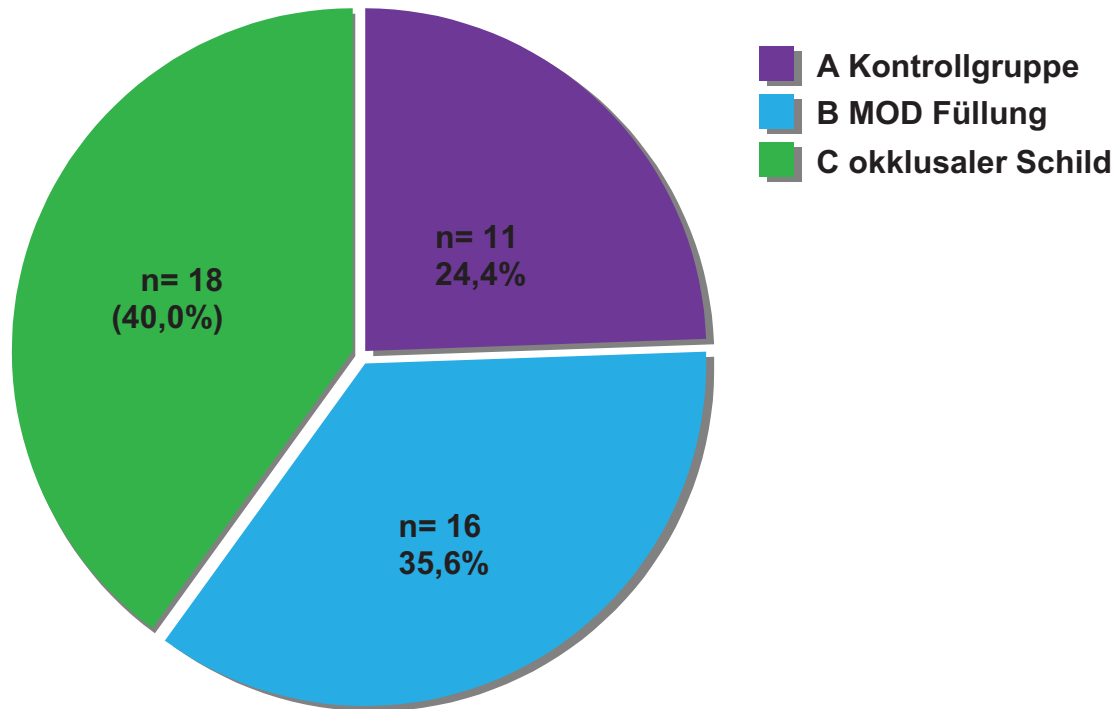


Abb. 25: Verteilung der Proben auf die Versuchsgruppen

3.1.1 Größenvergleich der Proben

Zur Überprüfung einer gleichmäßigen Größenverteilung der verwendeten Zähne sind die Ergebnisse der Berechnungen der Querschnittsflächen anhand eines Boxplots in Abbildung 26 dargestellt. Während in den Boxen der Median sowie die 25.-75. Perzentile aufgetragen sind, entsprechen die T-Balken dem kleinsten und größten Wert, sofern diese keine Ausreißer bzw. Extremwerte sind. Als Ausreißer sind die Werte anzusehen, die zwischen 1 1/2 - 3 Boxlängen außerhalb der Box liegen. Sie sind in den Grafiken als Kreise dargestellt.

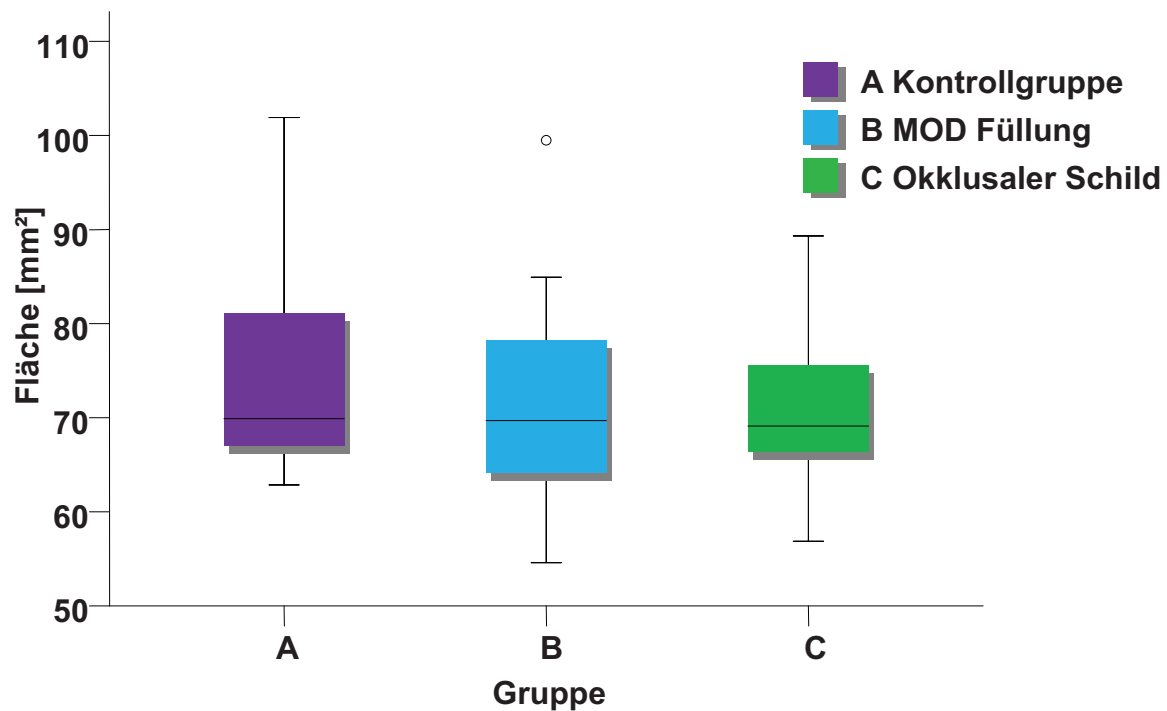


Abb.26: Durchschnittliche Querschnittsflächen der Prü fzähne
Erklärung der Zeichen im Text S. 33 f

Es zeigte sich, dass die durchschnittliche Querschnittsfläche der unbehandelten Zähne bei $75,83 \pm 13,20 \text{ mm}^2$ und die der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne bei $70,52 \pm 7,65 \text{ mm}^2$ lag. Die mit MOD- Füllungen gefüllten Zähne hatten eine mittlere Querschnittsfläche von $71,36 \pm 11,38 \text{ mm}^2$. Es bestand kein signifikanter Unterschied ($p=0,405$) zwischen den Gruppen (Tab. 3).

Tab.3: Durchschnittliche Querschnittsflächen der Prü fzähne

Gruppe	Mittelwert der Fläche in mm²	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum	n
A= Unbehandelt	75,83	13,20	69,87	62,85	101,94	11
B= MOD	71,36	11,38	69,67	54,39	99,51	16
C= Schild	70,52	7,65	69,10	56,87	89,36	18
Insgesamt	72,12	10,54	69,50	54,57	101,88	45

3.1.2 Korrelation zwischen Fläche und Bruchbelastung

In dem unten dargestellten Streudiagramm werden die Brüche bei Belastung unabhängig von den Gruppen in Korrelation zu den Flächen gezeigt (Abb. 27).

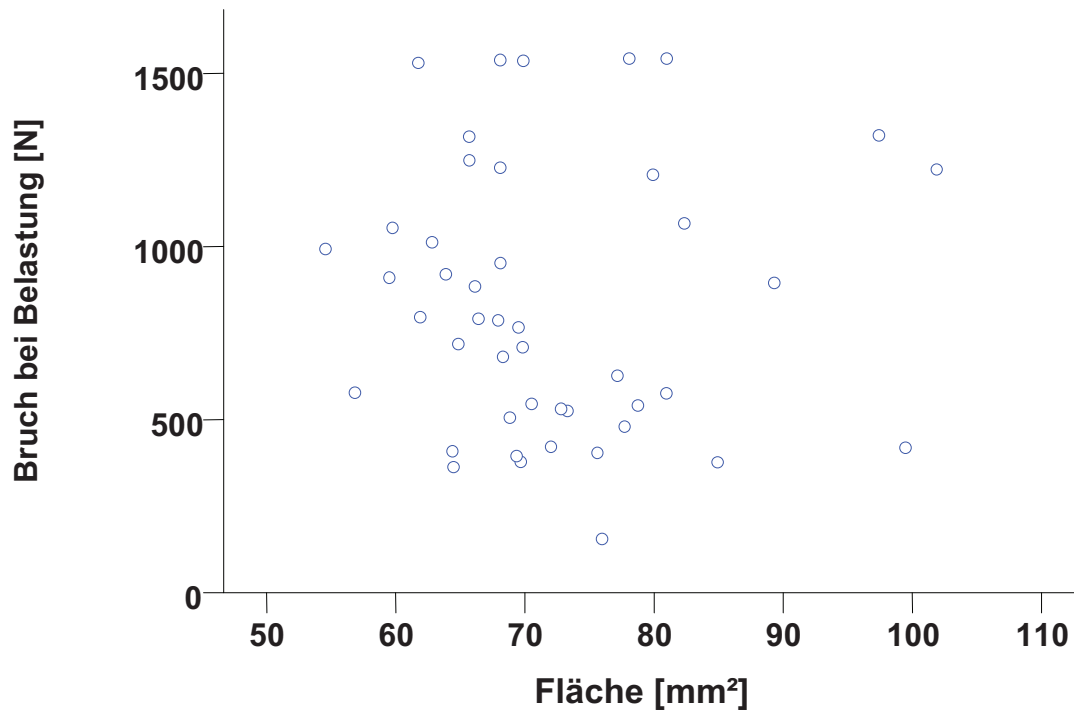


Abb.27: Korrelation zwischen Bruchbelastung und Fläche

Wie man an Hand der Punktwolke im Streudiagramm und der in Tabelle 4 dargestellten Korrelationsbestimmung erkennen kann, war die zur Fraktur führende Bruchbelastung unabhängig von der Querschnittsfläche der Proben.

Tab.4: Korrelation zwischen Bruchbelastung und Fläche

		Fläche	Bruch bei Belastung in N
Bruch bei Belastung in N	Fläche		
	Korrelation nach Pearson	1	0,002
	Signifikanz (2-seitig)		0,989
	Anzahl der Zähne	45	45
	Korrelation nach Pearson	0,002	1
	Signifikanz (2-seitig)	0,989	
	Anzahl der Zähne	45	45

3.2 Bruchverteilung

Zunächst werden die Kraftmaxima dargestellt, bei denen es zur Fraktur der Zahnschubstanz oder des Restaurationmaterials kam.

Der Vorschub des Stößels der Zwick-Maschine erfolgte bis zum Bruch, dessen Verlauf unterschiedlich ausfallen konnte. Unabhängig davon wurde zunächst die Kraft aufgezeichnet, bei der der Bruch eingetreten war. Die Einzelwerte für alle Zähne sind zusammen mit der in Abschnitt 3.3 analysierten Schwere des eingetretenen Defektes in den Tabellen 5-7 dargestellt.

Tab. 5: Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse der Bruchbelastungen an den Zähnen der Kontrollgruppe (V-O vestibulo- oral, M-D mesio-distal)

	Bruch bei	Defektgrad:			Durchmesser		Fläche
Proben	Belastung in N	1	2	3	V-O	M-D	mm ²
1a	884,97	x			9,75	8,64	66,61
2a	786,94	x			9,98	8,67	68,04
3a	1066,80	x			10,77	9,74	82,46
4a	1320,95	x			11,65	10,65	97,53
5a	1207,53	x			10,12	10,06	79,96
6a	1222,67	x			11,94	10,87	101,94
7a	1227,58	x			9,67	8,97	68,12
8a	1536,75	x			9,54	9,33	69,91
9a	1317,03	x			9,36	8,94	65,72
10a	420,98			x	9,76	9,40	72,06
11a	1012,28	x			9,37	8,54	62,85

Tab. 6: Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse der Bruchbelastungen an den mit einer MOD-Füllung versorgten Zähne (V-O vestibulo- oral, M-D mesio-distal)

	Bruch bei	Defekt Grad:			Durchmesser		Fläche
Proben	Belastung in N	1	2	3	V-O	M-D	mm²
1b	709,22	x			11,12	8,0	69,87
2b	919,51		x		9,63	8,45	63,91
3b	575,530		x		10,03	9,62	75,78
4b	993,00	x			8,81	7,89	54,39
5b	765,96	x			9,87	8,97	69,53
6b	525,05			x	10,41	8,97	73,34
7b	408,42			x	9,93	8,26	64,42
8b	418,70		x		11,82	10,72	99,51
9b	1053,71		x		9,27	8,21	59,77
10b	910,00		x		9,21	8,23	59,53
11b	717,89			x	11,41	7,24	64,88
12b	376,70			x	11,14	9,71	84,96
13b	479,58			x	10,94	9,05	77,76
14b	540,39			x	11,65	8,61	78,78
15b	154,89			x	10,96	8,83	76,01
16b	362,57		x		9,72	8,45	64,51

Tab. 7: Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse der Bruchbelastungen an den mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne (V-O vestibulo- oral, M-D mesio-distal)

	Bruch bei	Defekt Grad:			Durchmesser		Fläche
Proben	Belastung in N	1	2	3	V-O	M-D	mm ²
1c	795,97		x		8,97	8,79	61,93
2c	952,03		x		9,76	8,89	68,15
3c	626,44	x			10,01	9,82	77,20
4c	1530,49	x			8,96	8,78	61,79
5c	1249,15	x			9,32	8,98	65,73
6c	378,15	x			9,93	8,94	69,72
7c	1538,91	x			9,67	8,97	68,13
8c	577,44			x	8,58	8,44	56,87
9c	1543,10	x			10,20	9,75	78,11
10c	681,16	x			9,54	9,12	68,33
11c	791,44	x			9,78	8,65	66,44
12c	1543,10			x	10,44	9,88	81,01
13c	394,67	x			9,41	9,39	69,40
14c	505,36	x			9,52	9,21	68,86
15c	530,73	x			10,61	8,74	72,83
16c	403,77	x			9,88	9,75	75,66
17c	545,42		x		10,22	8,79	70,56
18c	895,33		x		11,73	9,70	89,36

Abbildung 27 gibt einen zusammenfassenden Überblick über die notwendige Kraft, die in den einzelnen Versuchsgruppen zur Fraktur führte.

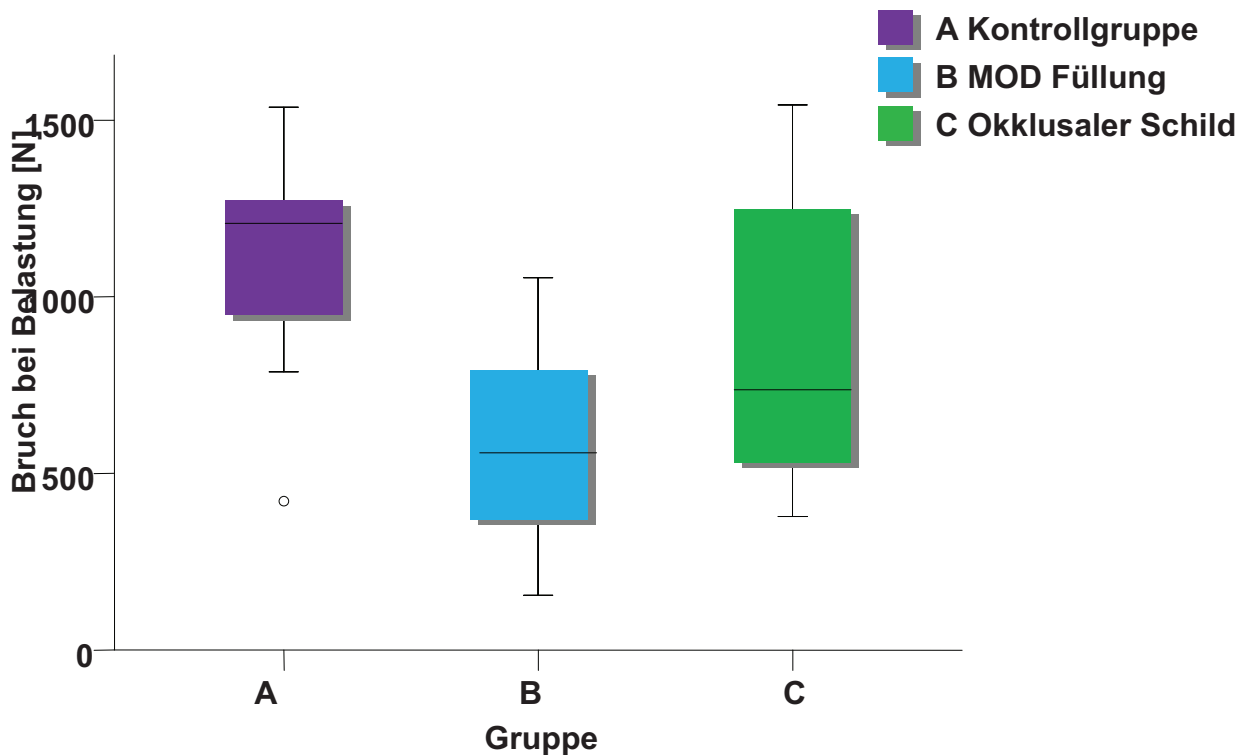


Abb.27: Belastungen, die zur Bruchentstehung in den 3 Gruppen führten.
Erklärung der Zeichen im Text S. 33 f

Tab. 5: Zusammengefasste Ergebnisse der Bruchlastversuche: Notwendige Kraft, die zur Fraktur des belasteten Hökers oder des Aufbaumaterials in den Versuchsgruppen führte

Gruppe	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
Unbehandelt	1091	307	1208	421	1537	11
MOD	619	259	558	155	1054	16
Okkl. Schild	860	432	736	378	1543	18

Bei Betrachtung der Tabelle 5 wird sichtbar, dass die unbehandelten Zähne im Mittel einer Kraft von 1091 ± 307 N widerstanden. Dem gegenüber kam es bei den mit einer MOD- Füllung versehenen Zähnen schon bei einer mittleren Kraft von 619 ± 259 N zum Bruch. Deren Frakturresistenz war demnach gegenüber den unbehandelten Zähnen um 43% reduziert. Für die Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne lag

dieser Wert im Mittel bei 860 ± 432 N. Daraus ergibt sich für die Frakturresistenz eine Abweichung von - 22% zur Gruppe der unbehandelten Zähne.

Der Mittelwert und der Median der Bruchlastwerte lagen bei den unbehandelten Zähnen annähernd doppelt so hoch wie die Mittelwerte und der Median der Zähne, die mit einer MOD-Füllung versorgt worden waren.

Der Mittelwert und der Median der mit einem okklusalen Schild bedeckten Zähne nahmen eine mittlere Position ein, die um etwa ein Viertel von den Mittelwerten und dem Median der unbehandelten Zähne abwich.

Zur Signifikanzprüfung wurde eine univariate Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt.

Es zeigte sich, dass ein signifikanter Unterschied ($p = 0,005$) zwischen den Bruchbelastungen in den einzelnen Gruppen vorlag.

Um zu untersuchen, welche Mittelwerte sich unterscheiden, wurden anschließend Post-Hoc- Tests durchgeführt (Tab.6).

Es stellte sich heraus, dass ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Mittelwerten der Kontrollgruppe und der Gruppe der MOD-gefüllten Zähne (LSD, $p = 0,001$) vorlag.

Demgegenüber zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,091$) zwischen der Gruppe der unbehandelten Zähne und derjenigen, die mit dem okklusalen Schild versorgt worden waren.

Das Signifikanzniveau wurde mit $p = 0,051$ zwischen der Gruppe der MOD-gefüllten Zähne und der mit dem okklusalen Schild versehenen Zähne knapp verfehlt, so dass hier statistisch kein Unterschied nachgewiesen werden konnte.

Tab.6: Vergleich der Mittelwerte der Bruchlasttests für die einzelnen Versuchsgruppen auf Signifikanz (LSD- Test)

Gruppe	Gruppe	Signifikanz	
Kontrolle	MOD	0,001	hochsignifikanter Unterschied
Kontrolle	Okkl. Schild	0,091	nicht signifikanter Unterschied
MOD	Okkl. Schild	0,051	nicht signifikanter Unterschied

3.3 Defektanalyse

In einem zweiten Schritt wurde der Bruchverlauf aller Zähne näher analysiert und einem Schweregrad zugeordnet. Die Zähne wurden stichprobenartig unter einem Rasterelektronenmikroskop untersucht, um unterschiedliche Frakturmuster zu beurteilen (Abb. 28 a-b). Diese wurden nach der unter klinischen Bedingungen

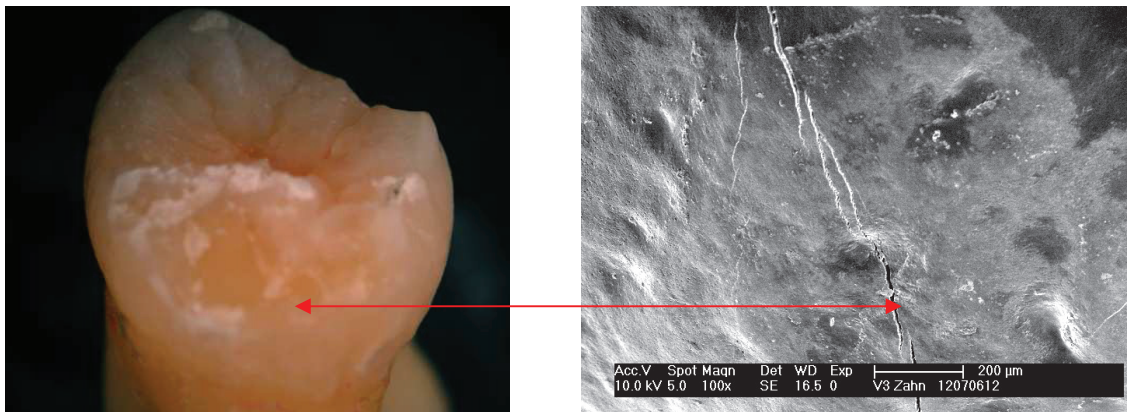


Abb. 28a: Deutlich sichtbare Mikrorisse im Schmelz- und Dentinbereich (Kontrollgruppe, x100)

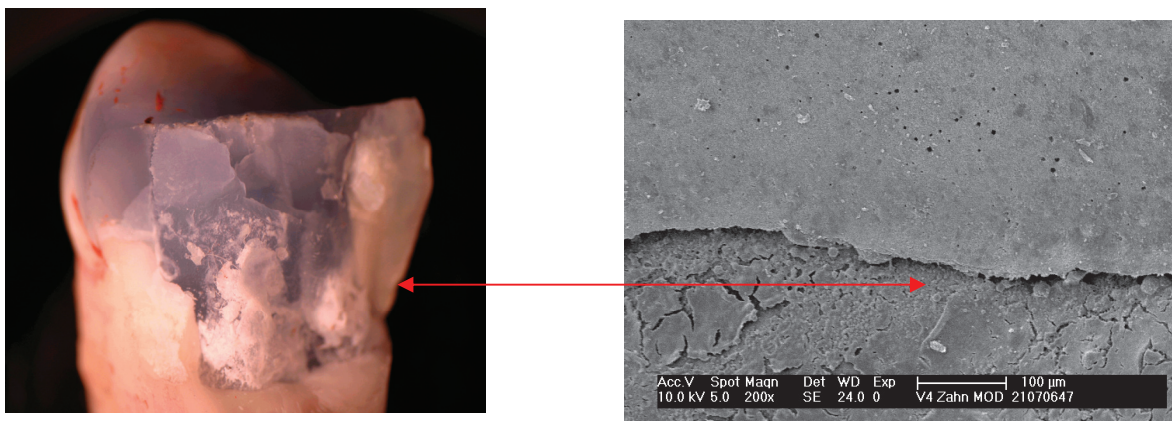


Abb. 28c: Deutliches Aufbrechen der Klebefuge bis in den Wurzelbereich (MOD- Gruppe, x200)

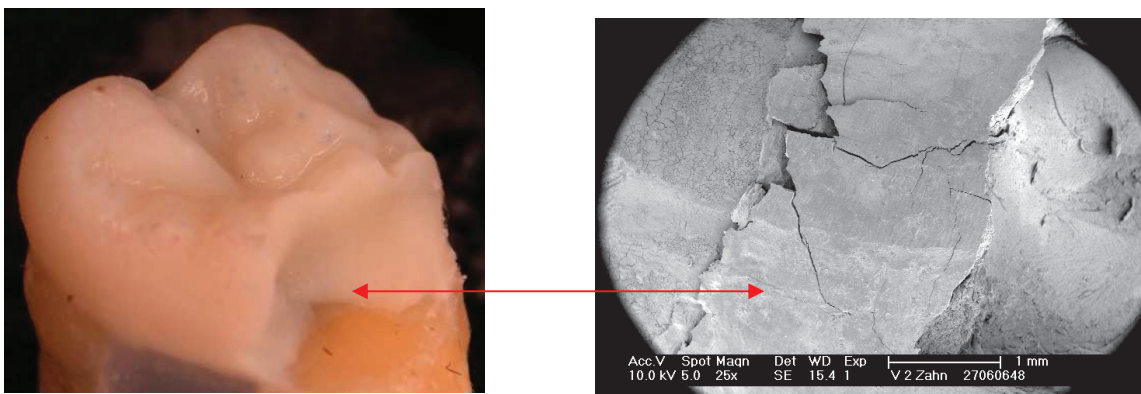


Abb. 28b: Aufbrechen der Klebefuge und Frakturen der Keramik (okkl. Schild-Gruppe, x25)

möglichen Wiederherstellbarkeit erhoben. Damit sollte eine Differenzierung zwischen irreparabel geschädigten Zähnen, die unter klinischen Bedingungen extrahiert werden müssten und denjenigen, die nach dem Eintreten des Bruches repariert werden könnten und im Mund verbleiben, getroffen werden (vgl. S. 31). In der Abbildung 29 werden die in den einzelnen Gruppen eingetretenen Schweregrade der Defekte unabhängig von der Bruchlast dargestellt.

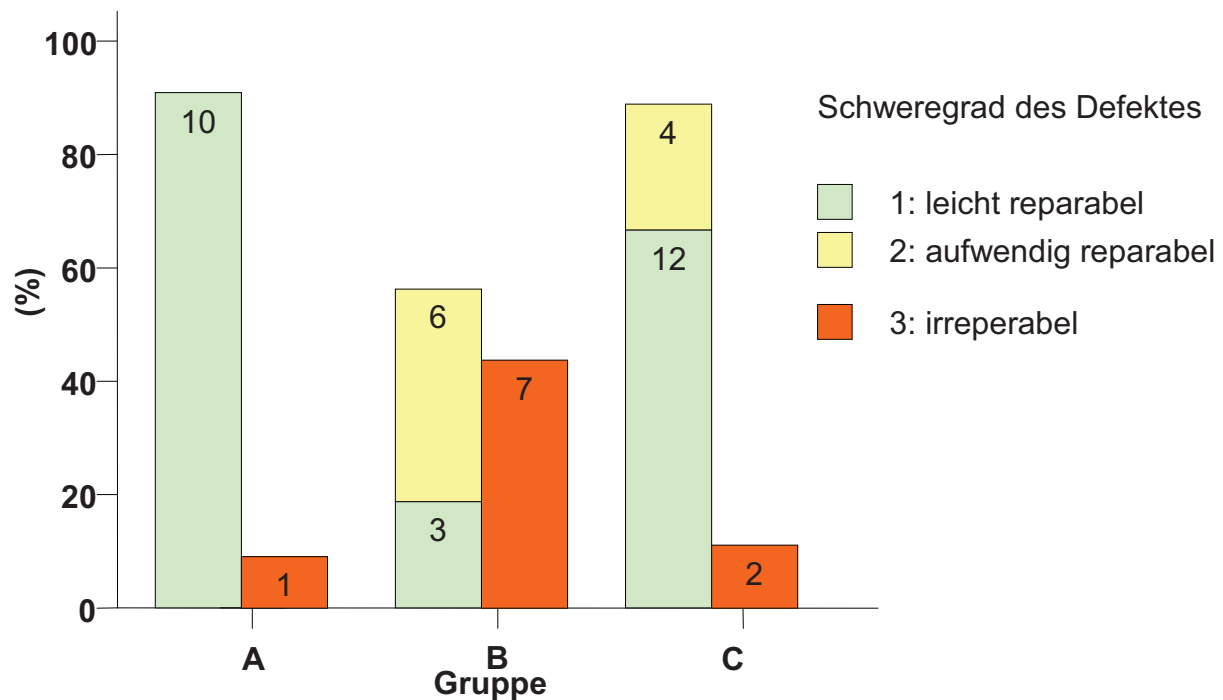


Abb.29: Innerhalb der Versuchsgruppen eingetretene Defekte ohne Berücksichtigung der bruchauslösenden Kraft

Es zeigte sich, dass der Schweregrad 1 („leicht zu reparieren“) zu 90,9% und der Schweregrad 3 („Irreparable Fraktur des Zahnes“) mit 9,1% in der Gruppe der unbehandelten Zähne auftrat.

In der Gruppe der mit einer MOD- Füllung versorgten Zähne trat der Schweregrad 1 („leicht zu reparieren“) in 18%, der Schweregrad 2 („Reparatur nur mit hohem Aufwand“) in 37,5% und der Schweregrad 3 („Irreparable Fraktur des Zahnes“) in 43,8% aller Fälle auf.

Die prozentuale Verteilung der Schweregrade lag in der Gruppe der mit einem okklusalen Schild ausgestatteten Zähne mit 66,7% bei Schweregrad 1 („leicht zu reparieren“), mit 22,2% bei Schweregrad 2 („Reparatur nur mit hohem Aufwand“) und mit 11,1% beim Schweregrad 3 („irreparable Fraktur des Zahnes“).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in der Gruppe der unbehandelten Zähne nur einer irreversibel zerstört wurde, wohingegen in der Gruppe der mit einer MOD-Füllung versorgten Zähne 7 von 16 und unter den 18 mit einem okklusalen Schild ausgestatteten Zähnen zwei irreversibel zerstört wurden.

Für das Gesamtergebnis unserer Untersuchungen war von Bedeutung, ob hinsichtlich des Schweregrades der nach dem Bruchlasttest eingetretenen Schäden Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bestanden. Das Ergebnis der Signifikanzprüfung der Defektanalyse bestätigte die Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen ($p=0,003$).

In der weiterführenden Analyse wurde unter Anwendung des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson untersucht, welche Gruppen sich voneinander unterscheiden.

Beim paarweisen Vergleich zweier Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ($p=0,223$) zwischen der Kontrollgruppe A (unbehandelte Zähne) und der Gruppe der mit einem okklusalen Schild ausgestatteten Zähne (C) nachgewiesen werden.

Demgegenüber zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,001$) zwischen der Kontrollgruppe (A) und der Gruppe der mit einer MOD-Füllung versorgten Zähne (B).

Ebenfalls resultierte eine Signifikanz von $p=0,014$ zwischen der Gruppe der mit einer MOD-Füllung versorgten und der mit einem okklusalen Schild ausgestatteten Zähne (Tab. 7).

Tab.7: Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bezogen auf den Schweregrad des Defektes

Gruppe	Gruppe	Signifikanz	
Kontrolle	MOD	0,001	hochsignifikanter Unterschied
Kontrolle	Okkl. Schild	0,223	nicht signifikanter Unterschied
MOD	Okkl. Schild	0,014	signifikanter Unterschied

3.3.1 Einfluss der Bruchlast auf den Schweregrad des Defektes ohne Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit

In einem weiteren Schritt wurden die Schweregrade der Defekte unabhängig von den in den Versuchsgruppen durchgeführten Therapieformen analysiert. Damit sollte festgestellt werden, ob eine Abhängigkeit der Art der eingetreten Defekte von der Größe der bruchauslösenden Kraft besteht. In der nachfolgenden Grafik (Abb. 30) wurde deshalb jedem Schweregrad des Defektes die auslösende Bruchlast zugeordnet und in Form von Boxplots dargestellt.

Mit einer Ausnahme entstanden alle Defekte mit einem Schweregrad von 2 oder 3 an den präparierten Zähnen (Gruppe B oder C).

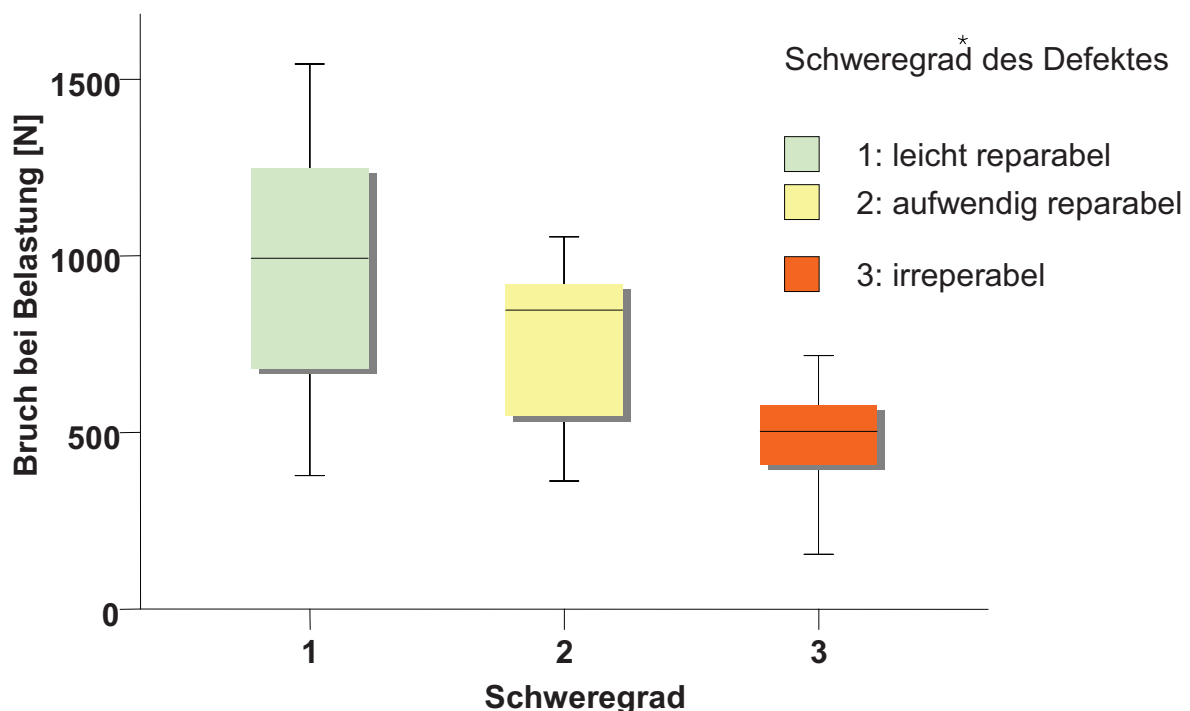


Abb.30: Schweregrad des Defektes in Abhängigkeit von der zum Bruch führenden Kraft

Es zeigte sich, dass Defekte des Schweregrades 1 im Mittel durch wesentlich höhere Kräfte (969 ± 387 N) ausgelöst wurden als Defekte des Schweregrades 3, die schon bei 574 ± 371 N eintraten. Der Schweregrad 2 lag mit 743 ± 245 N zwischen Schweregrad 1 und Schweregrad 3 (Tab. 8).

Tab.8: Bruchauslösende Kraft bei verschiedenen Schweregraden des Defektes

Schweregrad	Mittlere Bruchlast in N	Standard-Abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
1	969	387	993	378	1543	25
2	743	245	846	363	1054	10
3	574	371	502	155	1543	10
Insgesamt	831	387	787	155	1543	45

Dieses unerwartete Ergebnis kann seine Ursache einerseits in strukturellen Veränderungen der Zähne haben oder durch den Versuchsaufbau bedingt sein. Zur weiteren Analyse wird auf die Diskussion (S. 58 f) verwiesen.

3.3.2 Einfluss der Bruchlast auf den Schweregrad des Defektes unter Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit

Es wurde untersucht, wie sich die Schweregrade der Defekte in Abhängigkeit von der bruchauslösenden Kraft in den einzelnen Gruppen verteilen (Abb. 31 - 33).

3.3.2.1 Unbehandelte Zähne (Kontrollgruppe A)

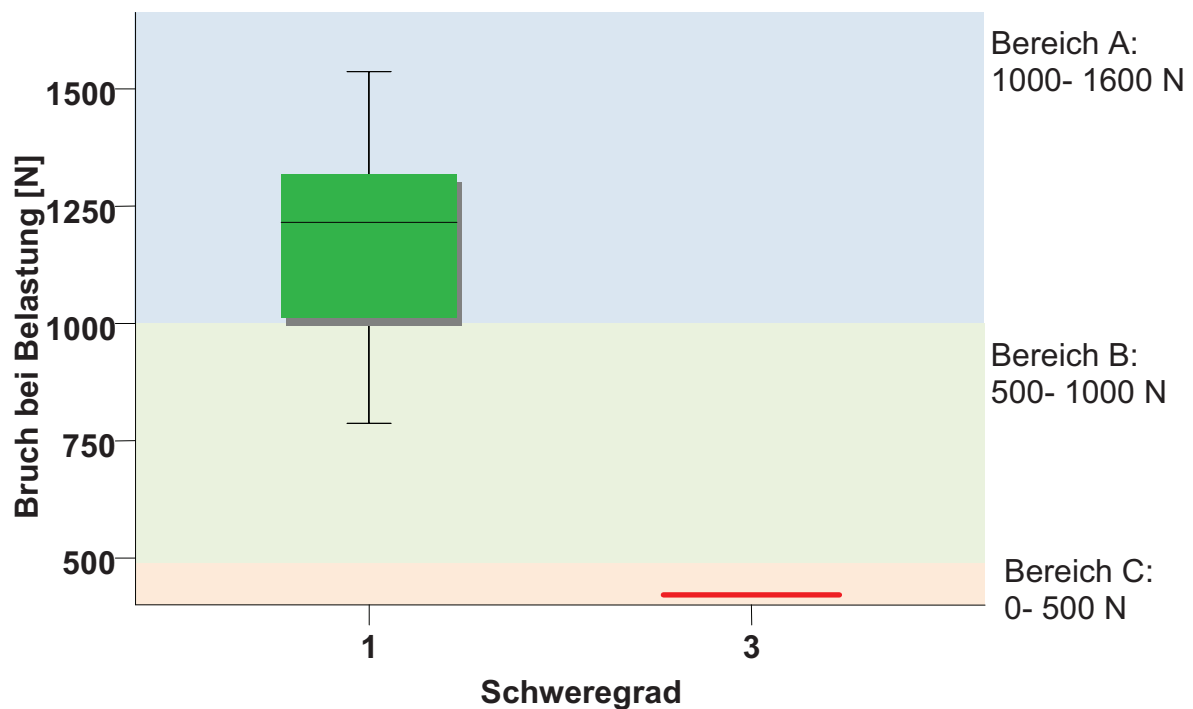


Abb. 31: Relation zwischen bruchauslösender Kraft und eingetretenem Schweregrad des Defektes in der Gruppe der unbehandelten Zähne

In der Gruppe der unbehandelten Zähne traten nur zwei Schweregrade auf.
Da nur ein Schweregrad 3 vorlag, ist ein statistischer Vergleich nicht sinnvoll.

Tab.9: Bruchauslösende Kraft bei verschiedenen Schweregraden des Defektes in der Gruppe der unbehandelten Zähne

Defektgrad	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
1	1158	223	1215	787	1537	10
3	421	.	421	421	421	1
Insgesamt	1091	307	1208	421	1537	11

3.3.2.2 Mit MOD- Füllungen versorgte Zähne (Gruppe B)

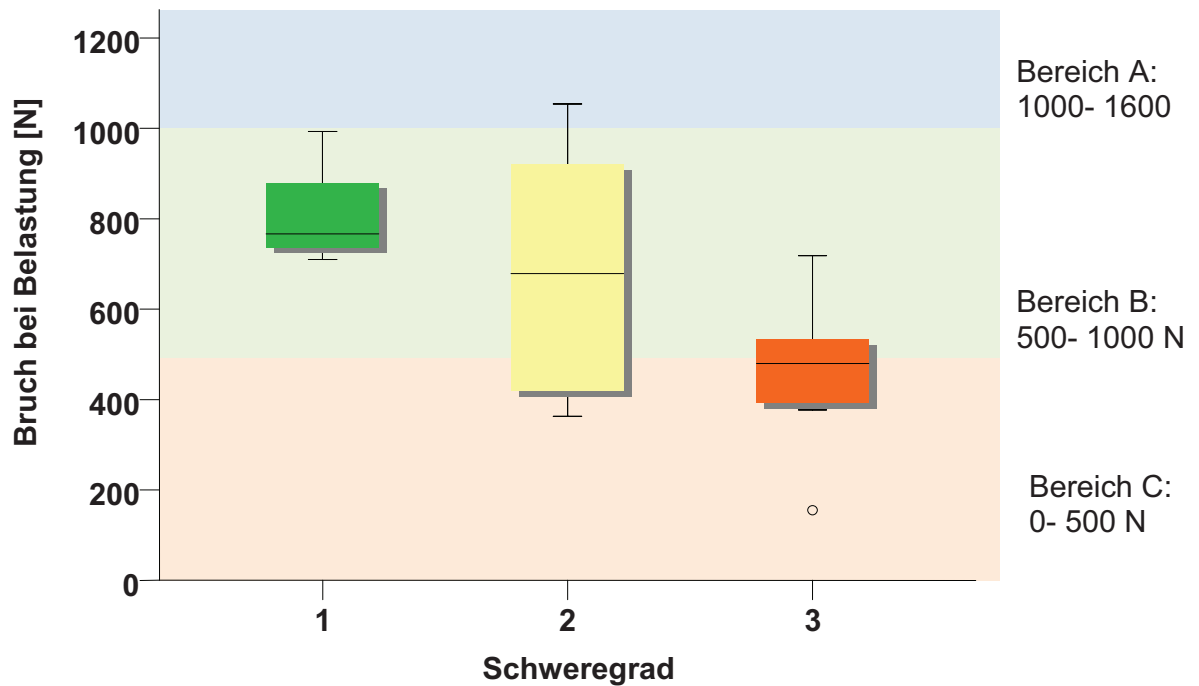


Abb.32: Relation zwischen bruchauslösender Kraft und eingetretenem Schweregrad des Defektes in der Gruppe der mit MOD- Füllungen versorgten Zähne

In der Gruppe der mit MOD- Füllungen versorgten Zähne zeigte sich, dass der Schweregrad 1 bei einer mittleren Kraft von $823 \pm 150 \text{ N}$, der Grad 2 bei $707 \pm 292 \text{ N}$ und der Grad 3 bei $458 \pm 173 \text{ N}$ auftrat.

Tab.10: Bruchauslösende Kraft bei verschiedenen Schweregraden des Defektes in der Gruppe der mit MOD- Füllungen versorgten Zähne

Schweregrad	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
1	823	150	766	709	993	3
2	707	292	743	363	1054	6
3	458	173	480	155	718	7
Insgesamt	619	259	558	155	1054	16

3.3.2.3 Mit einem okklusalen Schild versorgte Zähne (Gruppe C)

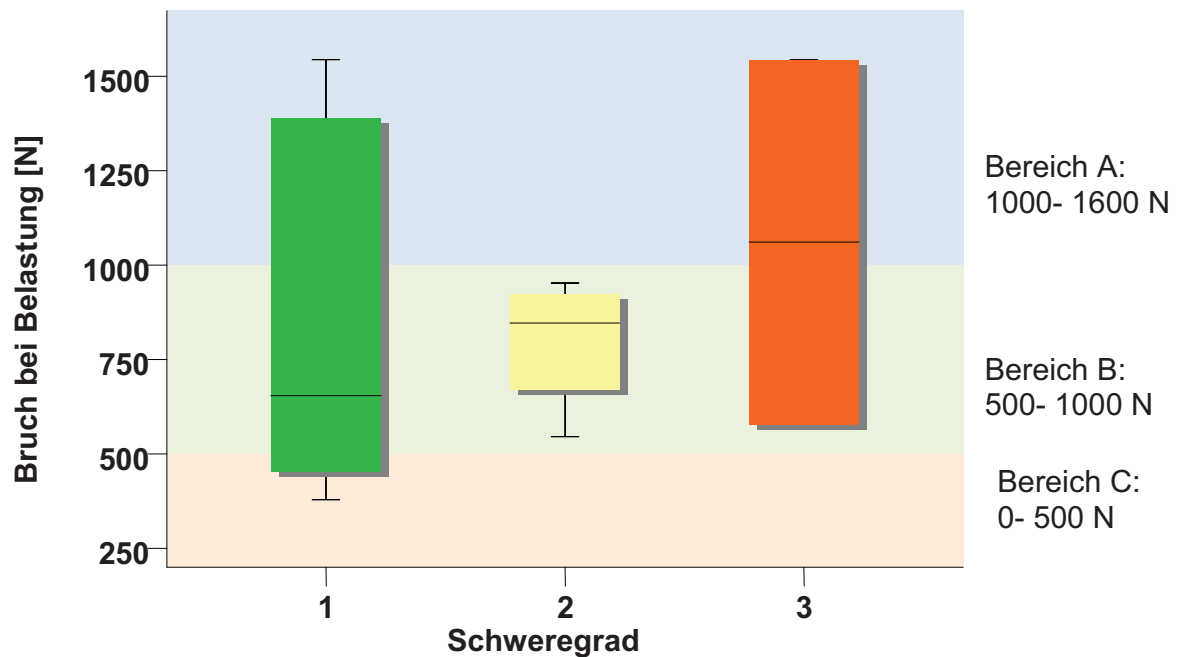


Abb.33: Relation zwischen bruchauslösender Kraft und eingetretenem Schweregrad des Defektes in der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne

In der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne wurden Defekte mit dem Schweregrad 1 bei einer mittleren Kraft von 848 ± 478 N, mit dem Grad 2 bei 797 ± 180 N und mit dem Grad 3 bei 1060 ± 683 N registriert.

Tab.11: Bruchauslösende Kraft bei verschiedenen Schweregraden des Defektes in der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne

Schweregrad	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum	N
1	848	478	654	378	1543	12
2	797	180	846	545	952	4
3	1060	683	1060	577	1543	2
Insgesamt	860	432	736	378	1543	18

4. Diskussion

4.1 Probencharakteristika und Versuchsaufbau

Für die vorliegende Studie wurden kariesfreie menschliche Zähne einer Zahngruppe (Molaren) ausgewählt, weil nur an den natürlichen Zähnen die Anwendung der adhäsiven Kompositentechnik möglich ist ^{17, 47, 104}.

Es wurde davon ausgegangen, dass sich gegebenenfalls a priori vorhandene interindividuelle morphologische Unterschiede zufällig auf die gesamte Anzahl der Versuchszähne verteilen. Solche natürlich vorkommenden geringen Schwankungen wären experimentell kaum zu kontrollieren ¹⁰⁶.

Während Schmeissner et al. ⁸⁶ mit Acrylzähnen arbeiteten, führten Isidor et al. ⁴²

Studien an Rinderzähnen durch. Deren Nachteil ist ihre vom menschlichen Zahn abweichende Größe. Die Vorteile liegen darin, dass sie im Vergleich zu klinischen Situationen vergleichbare Werte hinsichtlich des Elastizitätsmoduls, der Härte, der Kompressions- und Dehnbelastbarkeit aufweisen.

Bei der Verwendung natürlicher Studienobjekte stellen deren unvermeidbare Variation in Größe, Form und Qualität ein Problem dar, das eine Standardisierung der Proben erschwert ⁶⁷. Dieses wurde von uns in sofern berücksichtigt, dass nur unversehrte bleibende Molaren in die Studie einbezogen wurden.

Alle Zähne wurden bei Patienten im Alter von 16 bis 32 Jahren innerhalb eines Zeitraumes von 6 Monaten extrahiert, sofort in Kunstspeichel gelagert und nur für die Vorbereitung und die Tests aus der Lösung genommen, um ein unnötiges Austrocknen zu vermeiden.

Die spezifischen Eigenschaften natürlicher menschlicher Zähne, u. a. charakterisiert durch ihr spezielles Verhältnis von organischen zu anorganischen Zahngewebsstrukturen, können durch keinen künstlichen Werkstoff exakt nachgeahmt werden. Demzufolge kann das Verhalten natürlicher menschlicher Zähne gegenüber präparativen Maßnahmen, beispielsweise in in-vitro Studien mit Bruchlasten, durch kein anderes Material imitiert werden.

Die Gruppengrößen in dieser Studie wurden durch den hohen herstellungstechnischen Aufwand und das umfangreiche Prüfverfahren limitiert. Um negativen Auswirkungen der geringen Fallzahl, wie z.B. sich stärker auswirkenden interindividuellen Schwankungen, entgegen zu wirken, wurde versucht, eine möglichst hohe Standardisierung der Prüfkörper zu erzielen. Zu diesem Zweck fanden die Zahnauswahl, die Durchführung

der restaurativen Maßnahmen, die Präparationstechnik und insbesondere die Eingliederungstechnik, sowie die Belastungstests eine besondere Berücksichtigung.

Den Ausgangspunkt der vorliegenden Arbeit bildet die Annahme, dass durch die unterschiedliche Behandlung der Zähne strukturell-morphologische Veränderungen vorlagen, die in den einzelnen Versuchsgruppen ein unterschiedliches Frakturverhalten bedingen. Es wurde die Arbeitshypothese aufgestellt, dass die mit Komposit (Gruppe B) oder die mit Komposit und Keramik (Gruppe C) aufgebauten Zähne unter den gewählten Versuchsbedingungen höhere Belastungen tolerieren.

Die Präparation der MOD-Kavitäten und die Wurzelkanalbehandlung erfolgten entsprechend den üblichen klinischen Verfahren. Es wurde versucht, die Kavitätengeometrie weitgehend zu standardisieren. Zu diesem Zweck wurde ein genormtes Präparationsinstrumentarium unter Berücksichtigung der individuellen Zahnform verwendet. Hierbei bleibt zu berücksichtigen, dass Streuungen in den ermittelten Bruchlasten durch geringe interindividuelle Unterschiede in der Kavitätengeometrie nicht ausgeschlossen werden können. Andererseits werden die Streuungen der Messwerte durch natürlich auftretende unterschiedliche mechanische Eigenschaften mitverursacht. Der Einfluss der Kavitätengeometrie kann in der vorliegenden Arbeit als gering eingeschätzt werden, da innerhalb der Gruppen der präparierten Zähne nur eine geringe Streuung auftrat.

Der stabilisierende Effekt von adhäsiv befestigten Restaurationen ist schon lange in der Literatur belegt^{81, 100, 107}.

Standardisierte Evaluationskriterien für Belastbarkeitsuntersuchungen endodontisch behandelter Zähne fehlen, In der Literatur werden viele unterschiedliche Verfahren aufgeführt, die einen Vergleich unserer Ergebnisse mit denen anderer Autoren nur bedingt zulassen.

Ein grundlegender Unterschied in den Testverfahren besteht darin, dass die Proben zerstört werden können oder nicht (Tab.13).

Tab.13: Unterschiedliche Testverfahren

Nondestruktive Verfahren		Destruktive Verfahren	
Haller et al. ³⁴ Lopes et al. ⁵⁸ Viohl et al. ¹⁰² Wakefield et al. ¹⁰³	DT-A Displacement Transducers (induktiver Wegaufnehmer)	Burke et al. ¹¹ Watts et al. ¹⁰⁴	Universal- prüfmaschine
Lang et al. ⁵⁶	3D-Speckle-Interferometrie (Abb. 37)	Eakle et al. ¹⁹ Ianzano et al. ⁴¹	
Magne ⁶¹	Finite Element Analyse (Abb.36)		

Bei den destruktiven Verfahren wird die Kraft so lange erhöht, bis es zum Bruch kommt. Die nondestruktiven Verfahren basieren auf einer dreidimensionalen Darstellung der untersuchten Zähne, bei denen sich sowohl die Lokalisation der durch die Krafteinwirkung auftretenden Spannungsverteilung, als auch deren Werte erfassen lassen (Abb. 36, 37).

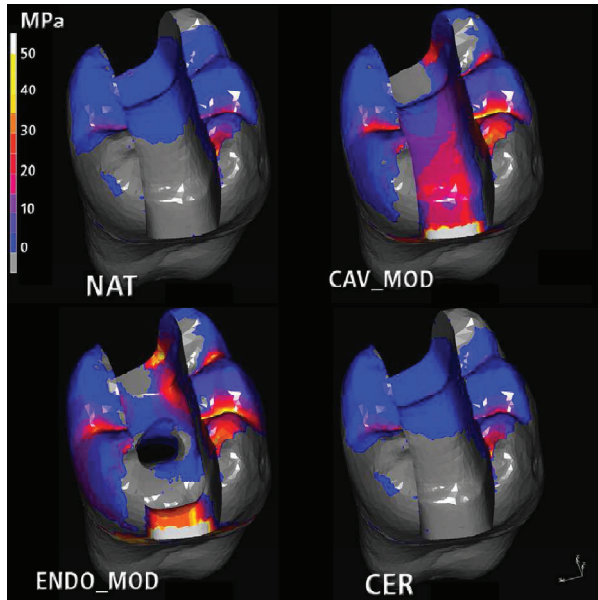


Abb.36: Finite- Element- Analyse eines Molaren⁶¹

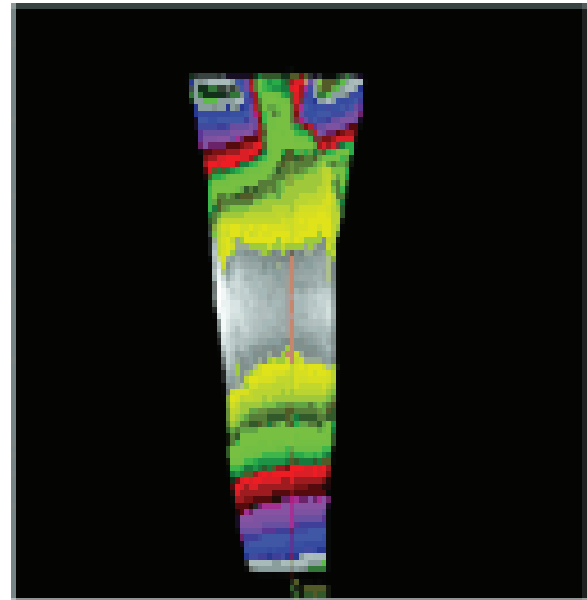


Abb.37: 3D-Speckle-Interferometrie eines Frontzahnes⁵⁶

Häufig werden diese Verfahren noch mit Methoden zur künstlichen Alterung der Proben kombiniert. Hierzu zählen Thermowechselbäder und Kausimulatoren. Durch die uneinheitlichen Testverfahren und weitere Faktoren (Belastungswinkel, belastete Komponenten, Belastungsposition, Parodontium, Knochen, Temperaturwechsel,

Vorschub etc.) ist es schwer möglich, die Angaben in der heutigen Literatur zu vergleichen⁶³.

Die Frakturfestigkeit einer Restauration in situ kann aber auch mit den genannten Tests nicht vorhergesagt werden, da noch weitere individuelle Faktoren des Mundraumes, wie z. B. Speichel und anatomische Situation und die Erfahrung und Handfertigkeit des Behandlers, Einfluss nehmen. Es sind somit nur bedingt Vorhersagen in Bezug auf die Haltbarkeit einer Restauration unter klinischen Bedingungen möglich.

Als kraftaufnehmende Teile des Zahnes werden in der Literatur außer der Zahnhartsubstanz der insertierte Stift, der Aufbau oder restaurierte Kronen angeführt.

Als Belastungsart werden hauptsächlich drei Formen beschrieben:

Lineare Belastung bis zum Versagen, zyklische Belastung mit der Zyklenzahl n in Stufen ansteigend bis zum Versagen oder die lineare Belastung bis zum Versagen, nach vorheriger zyklischer Belastung im Kausimulator unter thermischer Wechsellast, die damit hauptsächlich auch die Materialermüdung und Alterung berücksichtigt.

Trotz der schwierigen Vergleichbarkeit der Ergebnisse unter den verschiedenen Studiendesigns lässt sich feststellen, dass nach adhäsiven Versorgungen eine geringere Auslenkung der belasteten Höcker der Zähne stattfindet, was als Beweis für die stabilisierende Wirkung der Füllungen angesehen werden kann^{4, 31, 84}.

Für unsere Versuche haben wir eine überkritische Versuchsanordnung gewählt, die eine statische Belastungsprüfung mit linearem Kraftanstieg ermöglichte, bei der unberücksichtigt blieb, ob die eingestellten Kräfte die physiologischen Grenzen überschreiten oder nicht, denn unter klinischen Bedingungen wird der natürliche Kauakt vor dem Erreichen überkritischer Belastungen abgebremst. Nur unter dieser Voraussetzung war eine statische Belastungsprüfung mit linearem Kraftanstieg möglich. Demzufolge steht der lineare Kraftanstieg bei den vorgenommenen Belastungsuntersuchungen mit einer überkritischen Versuchsanordnung bis zur Spontanfraktur zunächst in einem gewissen Gegensatz zu den natürlich existierenden Gegebenheiten. Ein solcher Versuchsaufbau war aber erforderlich, um ein langsam zunehmendes Reißen der Prüfkörper auszuschließen und um eindeutige Frakturunterschiede darzustellen. Die in den einzelnen Versuchen gemessenen Kraftmaxima sind somit für die klinische Praxis in ihrer absoluten Größe weniger relevant. Bedeutender erscheint vielmehr der Vergleich des Frakturverhaltens in Abhängigkeit von den eingesetzten Kraftmaxima bei unterschiedlich behandelten bzw. unbehandelten Zähnen. Eine statische Prüfung von Zähnen mit überkritischen Kräften

dient der Ableitung von Konsequenzen für weitere Belastungsstudien über das Ermüdungsfrakturverhalten von restaurativen Maßnahmen auch im Hinblick auf mögliche protektive Maßnahmen, wie z.B. dem okklusalen Schild.

Der Bruchversuch in der Universalprüfmaschine bildet ein gängiges Verfahren zur Bestimmung von Bruchkräften^{11, 41, 104}. Bei diesem Verfahren werden zur Krafteinleitung unterschiedliche Stempel verwendet, die sich in Form, Größe und Ansatzpunkt unterscheiden (Tab.14). Am häufigsten wird eine abgerundete Finne oder Stahlkugel eingesetzt.

Tab.14: Unterschiedliche Belastungsansätze

Studien	Belastungsansatz
Lopes et al. ⁵⁸ Burke et al. ¹¹ Watts et al. ¹⁰⁴	Zentrale Belastung mit Stahlkugel
Ianzano et al. ⁴¹	Ein Höcker mit Stahlkugel
Lang et al. ⁵⁶	Zwei Höcker mit zwei Stahlkugeln
Eakle et al. ¹⁹ Haller et al. ³⁴	Abgeschrägter Stempel auf unversorgtem Zahn

Ein Problem stellt die fehlende exakte Imitierbarkeit des Parodontiums dar.

Aufgrund des fehlenden parodontalen Faserapparates verhalten sich extrahierte, für Experimente eingebettete Zähne anders als in ihrer natürlichen Umgebung^{17, 67}.

Morgano und Milot⁶⁷ postulierten, dass extrahierte Zähne auf Belastungen nicht in gleicher Weise reagieren wie Zähne mit einem vitalen parodontalen Ligament. Mühlemann⁶⁸ forderte eine Beweglichkeit des Zahnes bei einer Krafteinwirkung von 5 N um $100 \pm 30 \mu\text{m}$ in horizontaler und $65 \pm 21 \mu\text{m}$ in vertikaler Richtung. Diese Werte entsprechen der physiologischen Zahnbeweglichkeit.

In in-vitro-Studien versucht man daher, die Mobilität zu imitieren, indem man eine künstliche parodontale Membran aufbringt. Barkhordar et al.⁵ simulierten das parodontale Ligament mit einer Wachsschicht, Isidor et al.⁴² setzten eine Gummischicht ein und Sirimai et al.⁸⁹ verwendeten eine dünne Polyethylschicht. Butz et al.¹² und

Hydecke et al.³⁸ arbeiteten mit dem weichbleibenden Anti-Rutsch-Lack® (Wenko-Wenselaar GmbH, Hilden (D)).

Hinsichtlich der Interpretation der Versuchsergebnisse ist zu berücksichtigen, dass der Zahn im Knochen aufgehängt ist, und es somit bei Belastungen zu Zug- und Druckkräften kommt, die nicht mit dem Stauchen einer Gummimembran zu vergleichen sind⁶⁷. So kamen Kern et al.⁴⁶ zu dem Ergebnis, dass sich die Verwendung einer parodontalen Membran nicht signifikant auf die Frakturfestigkeit von adhäsiv befestigten Keramikbrücken im Vergleich zu Proben, die direkt in Kunststoffmaterial eingebettet worden sind, auswirkt.

Strub et al.⁹⁵ stellten fest, dass bei Verwendung von natürlichen Zähnen eine sehr große Streuung der Ergebnisse nicht etwa durch den Bruch der Keramik, sondern durch Frakturen in den Stümpfen verursacht wurden, da diese schon vorher von Rissen durchzogen waren.

In der vorliegenden Arbeit wurde versucht, die beschriebenen Einflußfaktoren dadurch zu minimieren, dass alle Wurzeln flächig und fest von Metall umschlossen waren. Wir sind davon ausgegangen, dass sich die Vergleichbarkeit der Probenkörper erhöht, wenn durch die bewegungsfreie Fixation des Zahnes Unterschiede in der Wurzelgeometrie bzw. -statik ausgeglichen und nicht zu kontrollierende Kraftverteilungen im Bereich des Parodonts ausgeschlossen werden können. Die an den Grenzbereichen (Einbettung/ Zahn) zu erwartenden Spannungsspitzen wurden durch das Abrunden der Kanten minimiert.

An dem von uns verwendeten Studiendesign ist kritisch anzumerken, dass auf Langzeittests, wie Thermowechselbäder und Kausimulator verzichtet wurde. Die Gründe hierfür liegen darin, dass es bei diesen Tests zu möglichen Ermüdungserscheinungen an den Proben kommt. Dieses hätte bei den finalen Bruchtests eine weitere, nicht zu kontrollierende Komponente geschaffen und den Vergleich der Ergebnisse zusätzlich erschwert.

Die Querschnittsflächen der Prü fzähne wurden bestimmt (Kap. 4.1.1), um möglichst vergleichbare Proben zu gewährleisten. Es wurde hier die maximale koronale Ausdehnung näherungsweise als Fläche einer Ellipse berechnet. Die Ergebnisse zeigen, dass keine Korrelation zwischen der Fläche des Zahnes und der zum Versagen führenden Bruchlast besteht.

4.2 Bruchauslösende Kraft

Die Frakturanfälligkeit der Zähne hängt stark von der Kavitätengröße und insbesondere von der Kavitätentiefe ab^{9, 11, 31}. Außerdem ist die unter Belastung einsetzende Art der Verformung auch von der Restaurationsmethode abhängig. Übereinstimmend sahen die meisten Autoren gegenüber der konventionellen Zementierungstechnik mit dem Einsatz von Adhäsivmaterialien eine Verbesserung des Frakturverhaltens durch höheres Deformationspotential und Stabilisierungseffekte³⁴. So tritt bei direkten Kompositrestaurationen eine Verformung innerhalb der Füllung an sich ein. Bei indirekten adhäsiven Versorgungen konzentriert sich die Deformation besonders auf die Verbundschicht und puffert auf diesem Wege die Belastung ab.⁵⁶

Der natürliche Kauakt wird außerdem vor dem Erreichen überkritischer Belastungen abgebremst. Deshalb ist unter klinischen Bedingungen nur mit Kaukräften unter 500N zu rechnen¹⁵.

Die Ergebnisse unserer Untersuchungen haben gezeigt, dass hinsichtlich der Größe der bruchauslösenden Kraft ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den unbehandelten Zähnen und denen der mit MOD-Füllungen versorgten Gruppe ($p=0,001$) bestand. Demgegenüber zeigte sich entsprechend den Erwartungen kein signifikanter Unterschied ($p=0,091$) zwischen der Gruppe der unbehandelten Zähne und denjenigen, die mit dem okklusalen Schild versorgt worden waren. Das Signifikanzniveau zum Nachweis eines statistisch nachweisbaren Unterschiedes zwischen der Gruppe mit MOD-Füllungen und der mit dem okklusalen Schild versorgten Zähne wurde mit $p=0,051$ knapp verfehlt.

Im Mittel widerstehen unbehandelte Zähne einer Kraft von $1091,32 \pm 307\text{N}$; die Belastungsgrenze der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne liegt durchschnittlich bei $860,15 \pm 432\text{N}$. Bei physiologischen Kaukräften von 200N- 500N liegen alle von uns gemessenen Werte für die genannten Gruppen in einem unkritischen Bereich, in dem unter normalen Bedingungen nicht mit Frakturen zu rechnen ist^{18, 23}.

Mit MOD- Füllungen versorgte Zähne brachen schon bei einer Kraft von $619,45 \pm 259\text{N}$. Aus diesen Werten lässt sich ableiten, dass die Behandlung eines Zahnes mit Adhäsivmaterialien, wie in mehreren anderen Studien^{8, 79} bestätigt, das Frakturverhalten verbessert. So versorgte Zähne unterliegen teilweise aber auch einer erhöhten Bruchgefahr im oberen Bereich der physiologischen Kaukraft.

Unseren Untersuchungen ging die Überlegung voraus, mit einer adhäsiv befestigten keramischen Platte in Form eines okklusalen Schildes gegenüber der klassischen Kompositfüllung eine zusätzliche horizontale Kraftverteilung herbeizuführen, die die punktförmig wirkenden oder lateral gerichteten Kräfte ähnlich eines Schneeschuhs auf die gesamte restliche Zahnschubstanz überträgt. Die damit verbundene vereinfachte plane Präparation führt nicht nur zur Stabilisierung des Zahnes, sondern vermindert außerdem vermutlich auch die Frakturanfälligkeit der Keramik.

In einer Arbeit von Arnetzl et al.¹ wird die notwendige Keramikpräparation mit stark abgeflachten und abgerundeten Konturen postuliert. Es wird hier insbesondere darauf eingegangen, dass auf Grund des adhäsiven Verbundes auf die klassische Retentionsform verzichtet werden kann und muss, denn dieses Vorgehen vermindert die Kerbspannung und reduziert die Gefahren einer Fraktur der Keramik .

Die mit der vorliegenden Studie gewonnenen Ergebnisse bestätigen die theroretischen Überlegungen und weisen auf ein ähnliches Frakturverhalten und somit eine ähnliche mechanische Stabilität von unbehandelten und endodontisch behandelten, mit einem okklusalen Schild versorgten Zähnen hin. Die nur mit einer MOD- Füllung aus Komposit aufgebauten Zähne frakturierten bei einer geringeren angewandten Kraft und tolerierten damit die eingesetzten Belastungen am wenigsten.

Kritisch ist zu betrachten, dass die Proben erst nach dem Auftreten einer eindeutig klinisch sichtbaren Fraktur beurteilt wurden. Hier könnten bei weiteren Studien zusätzliche Tests mit Hilfe von Farbpenetration die auftretenden Mikrorisse an den Grenzbereichen der Proben aufzeigen⁴⁴ .

4.3 Schweregrad der Defekte

Betrachtet man das Ausmaß der Defekte unabhängig von der bruchauslösenden Kraft zeigten sich ebenfalls deutliche Unterschiede zwischen den Gruppen.

Für die Kontrollgruppe der unbehandelten Zähne ergab sich ein signifikanter Unterschied ($p = 0,012$) zwischen den drei Schweregraden der Defekte, während weder innerhalb der „Schild- Gruppe“ ($p = 0,791$) noch unter den mit MOD- Füllungen versorgten Zähnen ($p = 0,060$) statistisch nachweisbare Differenzen nachgewiesen werden konnten.

Bei der Betrachtung der Abbildung 29 (S. 42) zeigt sich, dass der Schweregrad 1 („leicht zu restaurieren“) bei fast allen unbehandelten Zähnen und zu zwei Dritteln in der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne vorkommt. Weitere 22% der

Defekte dieser Gruppe sind dem Schweregrad 2 zuzuordnen. Dem gegenüber kommt der Schweregrad 3 („nicht zu restaurieren“) knapp in der Hälfte der mit einer MOD-Füllung versorgten Zähne vor.

Aus klinischer Sicht können Defekte mit den Schweregraden 1 und 2 zusammengefasst werden, da eine Reparatur oder erneute Versorgung der Zähne möglich ist. Das bedeutet, dass 10 von 11 der unbehandelten Zähne der Kontrollgruppe und 16 von 18 der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne unserer Untersuchungen restauriert und damit hätten erhalten werden können.

Bei den MOD-gefüllten Zähnen wären hingegen nur 9 von 16 Zähnen zu erhalten gewesen.

Das Ergebnis verdeutlicht, dass unbehandelte Zähne sehr hohe Kräfte auch weit oberhalb des physiologischen Bereiches tolerieren. Eine Kavitätenpräparation und die endodontische Behandlung schwächen demgegenüber trotz nachfolgender Restauration den Zahn. In Abhängigkeit von der Art der Versorgung weisen die Ergebnisse darauf hin, dass es gegenüber der alleinigen Eingliederung einer adhäsiven MOD-Füllung mit einer planen keramischen Bedeckung von endodontisch behandelten Zähnen in Form des okklusalen Schildes wahrscheinlich besser gelingt, das Frakturrisiko zu verringern. Verantwortlich für dieses Ergebnis sind vermutlich sowohl der Schild selbst, welcher im unversehrten Zustand die einwirkenden Kräfte auf die darunter liegende Zahnhartsubstanz verteilt, als auch die Klebefuge, die als Puffer wirkt und nach der Fraktur der Keramik die Rissbildung abfängt und entlang der horizontalen Klebefuge ableitet, wodurch es nicht zur tieferen Zerstörung des Zahnes kommt.

4.4 Einfluss der bruchauslösenden Kraft auf den Schweregrad der Defekte

Bei der Betrachtung des Schweregrades der Defekte ohne Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit zeigte sich, dass die Zähne mit dem höchsten Destruktionsgrad (Grad 3) bei der im Mittel niedrigsten Kraft brachen (574 ± 371 N).

Im Gegensatz dazu resultierten aus durchschnittlich hohen zum Bruch führenden Belastungen (969 ± 387 N) nur geringfügige Defekte (Grad 1), welche leicht zu reparieren waren.

Die Zähne mit dem Schweregrad 2 lagen mit 743 ± 245 N zwischen Schweregrad 1 und Schweregrad 3.

Ein ähnliches Bild zeigte sich auch unter Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit (Abb. 31-33, Tab. 10-12). In der Abbildung 38 sind die Ergebnisse aus diesem Abschnitt zusammenfassend dargestellt. Die Gruppe der unbehandelten Zähne zeigt auch hier

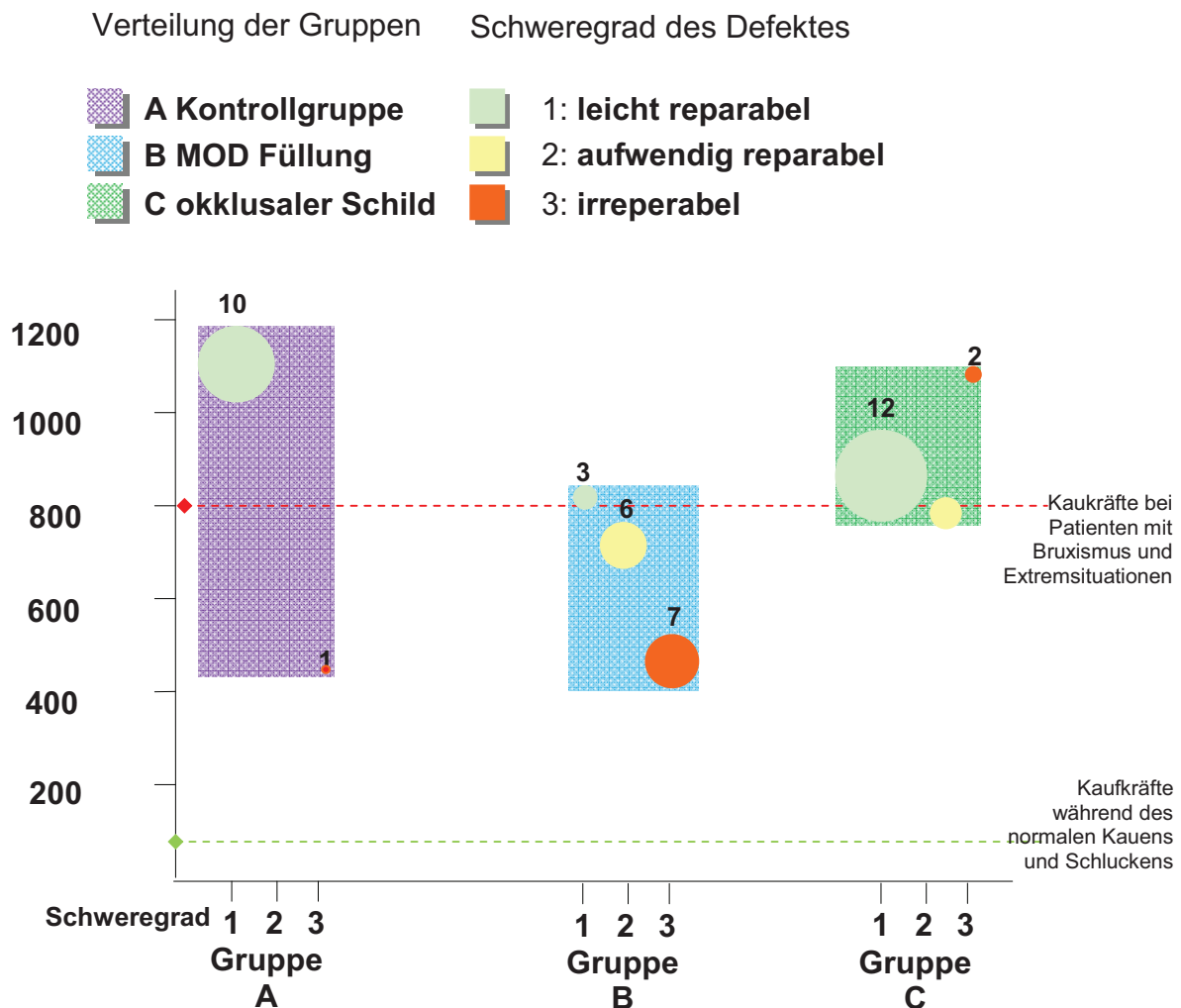


Abb. 38: Zusammenfassende Gegenüberstellung der bruchauslösenden Kräfte und der Anzahl der Defekte nach Schweregrad für die einzelnen Versuchsgruppen

das klinisch günstigste Ergebnis. Es kam in ca. 91% der Fälle bei einer überkritischen Kraft nur zu leichten Frakturen, die kleinen Schmelzabsprünge ähneln und keine schwierige Restauration nach sich ziehen würden. Ein Zahn brach schon bei einer Kraft von 421N; wahrscheinlich handelt es sich in diesem Fall um eine nach außen nicht sichtbare gravierende Vorschädigung, die bei der Probenauswahl nicht erfasst wurde. Unter klinischen Gesichtspunkten wäre bei diesem Zahn schon bei physiologischen Kaukräften eine Schädigung eingetreten.

Auch die mit einer MOD-Füllung versehenen Zähne frakturierten nach dem allgemein beobachteten Muster eines geringen Defektes bei hohen Kräften und irreversiblen Schäden bei der niedrigsten Kraft. Bei einer genaueren Analyse zeigte sich, dass die

meisten Frakturen in dieser Gruppe entlang der Klebefuge verliefen. Es ist denkbar, dass für diese Zähne die vertikale Klebefuge durch Fehler im adhäsiven Verbund eine Schwachstelle darstellt.

In der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne traten alle Schweregrade auf. Aus der Abbildung 38 ist zu ersehen, dass in diesem Fall im Gegensatz zu den vorgenannten Beobachtungen die irreparablen Schäden durch eine größere Kraft ausgelöst wurden, als die geringgradigen Defekte. Dieses Resultat kann zur Zeit nicht erklärt werden; könnte aber durch die fehlende statistische Signifikanz zwischen den bruchauslösenden Kräften innerhalb der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versehenen Zähne als nicht relevant erklärt werden.

Die Ergebnisse erscheinen zunächst überraschend.

Eine genauere Betrachtung lässt vermuten, dass bei geringeren Kräften zunächst die in ihrer inneren Struktur bereits geschädigten Zähne frakturieren. Gründe können zum Beispiel Mikrorisse in der Zahnhartsubstanz sein. Der Schweregrad des Defektes ist entsprechend stark ausgeprägt und wahrscheinlich von der Größe der einwirkenden Kraft weniger abhängig als von der Art der Vorschädigung.

Führen auch mittlere Kräfte nicht zur Zerstörung des Zahnes, so kann bei unbehandelten Zähnen von einer stabilen inneren Struktur ausgegangen werden, die auch stärkeren Einwirkungen solange widersteht, bis bei weiterer Steigerung der Kraft kleinere, hoch belastete Segmente aus der Umgebung des auftreffenden Stößels der Prüfmaschine heraus gebrochen werden. An den präparierten Zähnen der Gruppen B und C muss dieses Ergebnis unserer Untersuchungen dahingehend interpretiert werden, dass es durch die Art der Rekonstruktion gelungen ist, die innere Stabilität des Zahnes wieder herzustellen oder zu erhalten und dass, ähnlich dem unbehandelten Zahn, auch bei großen Kräften nur äußerliche geringfügige Zerstörungen auftreten.

4.4 Messfehler

Bei der Durchführung der Versuche wurde von der Messapparatur zusätzlich zum Kraftanstieg auch eine Lageänderung des Stößels um bis zu 3 mm nach dem Auftreffen auf die Oberfläche des Prüfkörpers aufgezeichnet. Da es sich bei den Zähnen nicht um elastische Prüfkörper handelt, könnte die Positionsänderung durch eine kraftabhängige Vergrößerung des Abstandes zwischen Stößelaufhängung und Unterlage in der Messapparatur, durch eine Verbiegung des Stößels oder seine Verschiebung auf der Oberfläche des Zahnes bedingt sein.

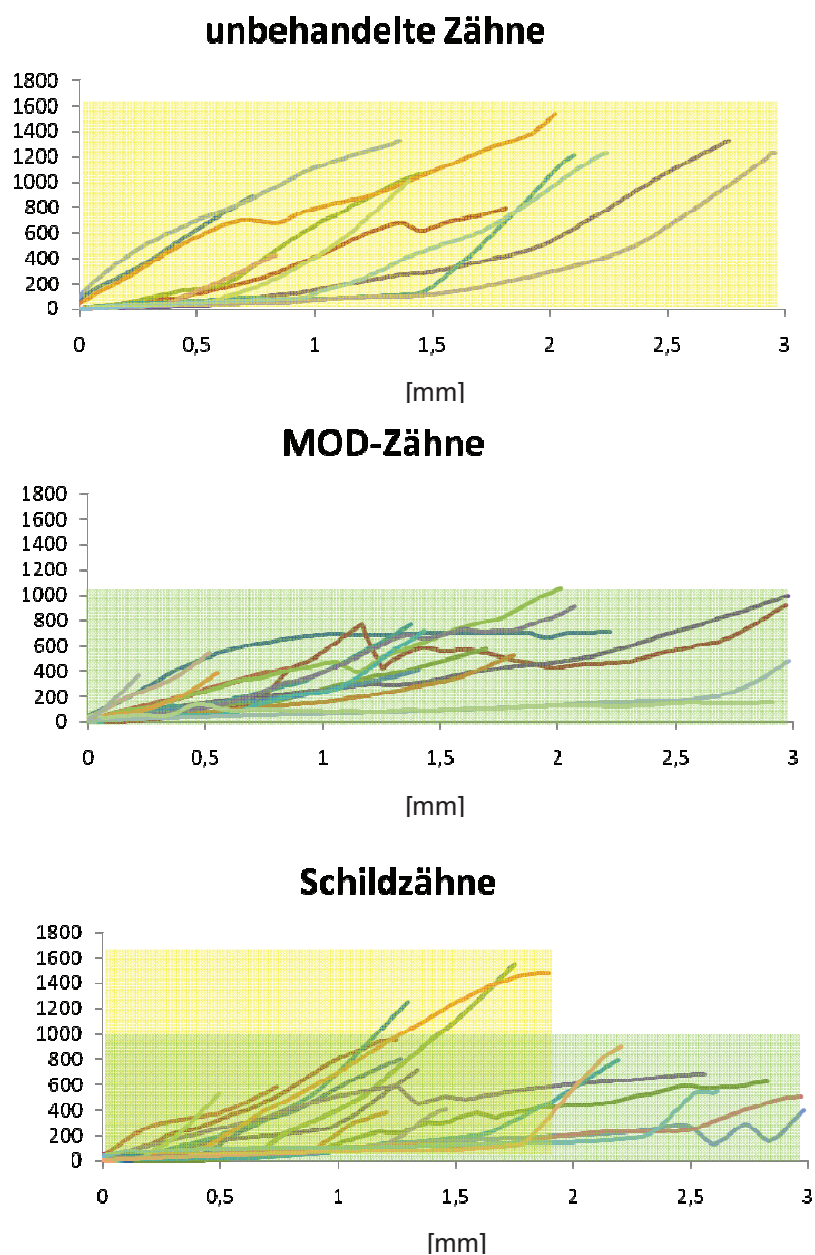


Abb.39: Kraftanstieg bis zur Fraktur. Die Grafiken stellen die Verformung (mm) der einzelnen Proben in Abhängigkeit zum Kraftanstieg (N) dar.

Gründe hierfür liegen vermutlich in dem adhäsiven Verbund.

Es sind aber auch prüfkörperbedingte Unterschiede im Versuchsablauf zu beobachten, wie der unterschiedliche Kurvenverlauf in der Abbildung 39 zeigt. Eventuell kommt es zu plötzlich auftretenden Rissen in der Restauration und/ oder den Zähnen, was zu einem rapiden Abfallen der Kurven führt.

Ein weiterer Grund hierfür liegt wohl auch in dem minimalen Verrutschen der Prüffinne und der bei dem Druckaufbau entstehenden Verformung bzw. dem Abplatzen von Material von der Restauration, dem Zahn oder auch der Prüffinne.

Der durchschnittliche Kurvenverlauf der unbehandelten Zähne zeigt einen annähernd linearen Anstieg der zunehmenden Kraft bis zur Verformung.

Zu diskutieren ist weiterhin auch noch der unterschiedliche Dehnungsverlauf in Abhängigkeit vom Kraftanstieg. In der Gruppe der unbehandelten Zähne kommt es zu einer geringen Verformung bei Anstieg des Drucks (Abb.39, gelber Bereich), wohingegen bei den Zähnen der MOD- Gruppe eine größere Verformung bis zum endgültigen Bruch eintritt (Abb.39, grüner Bereich). Die Verformung in der Gruppe der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne entspricht der Kombination der beiden vorher beschriebenen Gruppen (Abb.39, Schnittfläche aus dem gelben und grünen Bereich).

Eine Erklärung kann in der Klebefuge gesehen werden, die bei der MOD-Gruppe eine längere Dehnung toleriert, bis es zum Abriss und der damit verbundenen Fraktur kommt. Dem gegenüber unterliegt die Klebefuge bei den mit einem okklusalen Schild versorgten Zähnen einer Stauchung; sie wird weniger gedehnt und die Kraft ab dem Punkt des maximalen Drucks direkt auf den Restzahn übertragen, wobei das Verformungsverhalten eher dem eines unbehandelten Zahnes ähnelt.

Ein direkter Vergleich der Kurven ist mathematisch nicht möglich. Die Ergebnisse und Interpretationen sind deshalb als hypothetisch anzusehen und könnten in weiteren Untersuchungen näher analysiert werden.

5. Schlussfolgerungen

Aus der vorliegenden Arbeit kann primär geschlussfolgert werden, dass adhäsiv befestigte Füllungen die Frakturfestigkeit von Zähnen verringern, und dass das Bruchverhalten durch die horizontale Versteifung mit einem keramischen, adhäsiv befestigten okklusalen Schild verbessert werden kann.

Dennoch ist zu berücksichtigen, dass auch einfache adhäsive Füllungen die Zähne in den meisten Fällen bis in den oberen Bereich der physiologischen Kaubelastung stabilisieren.

Zähne, die mit einem okklusalen Schild versorgt wurden, tolerieren jedoch Kräfte oberhalb der physiologischen Kaubelastung.

Bei Betrachtung des Frakturverlaufes von endodontisch behandelten Zähnen, die mit einer einfachen adhäsiven MOD- Füllung versorgt wurden, zeigten sich primär irreparable, oder nur mit einem deutlichen Mehraufwand zu reparierende Frakturen. Dagegen konnten die Zähne, die mit einem okklusalen Schild versorgt wurden, in den meisten Fällen leicht repariert werden und ähnelten somit in ihrem Bruchverhalten den unbehandelten Zähnen.

Es ist somit als Vorteil anzusehen, dass ein minimal invasives Vorgehen und eine horizontale Versteifung von endodontisch behandelten Zähnen positiver bewertet werden kann als eine Versorgung mit einer einfachen adhäsiven MOD-Füllung. Durch dieses Konzept können vermutlich die Frakturverläufe umgelenkt sowie abgeschwächt werden, und es führt trotz Fraktur nicht zu einer irreparablen Schädigung des Zahnes. Ein wichtiger Punkt, der sich aus der Betrachtung der Frakturverläufe ergab, ist der Stellenwert der Klebefuge bei adhäsiven Füllungen und Restaurationen. Es zeigte sich, dass eine vertikale Klebefuge, wie sie bei einfachen adhäsiven Füllungen entsteht, eher als ungünstig zu bewerten ist, dagegen ist eine horizontale Verklebung für den Frakturverlauf eher von Vorteil. Es ist denkbar, dass die Zementfuge bei einer horizontalen adhäsiven Zementierung als Puffer dient und zusätzlich zu der Verteilung der Kraft durch einen okklusalen Schild Kaukräfte besser absorbiert und auf den Restzahn verteilt.

Daraus ergibt sich die Überlegung, dass der Zahn als laminiertes System betrachtet werden muss. Dieser Ansatz führt dazu, dass eine Verbesserung der Zahnstatik von endodontisch behandelten Zähnen durch unterschiedliche Laminierungstechniken verbessert werden kann. Es sind weitere Studien wünschenswert, die sich mit den

Möglichkeiten der horizontalen Versteifung von endontisch behandelten Zähnen befassen.

Ein weiterer positiver Effekt, der sich aus der Kombination von klassischer MOD-Füllung und Keramikschild ergibt, ist nicht nur die Stabilisierung des Zahnes, sondern auch die Verlagerung großer Teile der Präparationsgrenzen in die habituell sauberen Zonen durch das minimal invasive Vorgehen. Hierdurch wird eine gute Kontrolle der Restauration ermöglicht.

Ein Punkt, der kritisch zu betrachten ist, ist das Fehlen eines standardisierten, einheitlichen Prüfverfahrens zur Frakturtestung von in vitro behandelten Zähnen und eine einheitliche Einteilung von Frakturen, die eine Vergleichbarkeit von unterschiedlichen Studien ermöglichen.

6. Zusammenfassung

Die mechanische Belastbarkeit endodontisch behandelter Zähne wird wesentlich durch die Änderung der natürlichen Architektur der klinischen Krone und den Verlust an Zahnhartsubstanz und die Aufbereitung des Wurzelkanals bestimmt. Ziel der Studie war es, eine neue Möglichkeit des Frakturschutzes von Wurzelkanal behandelten Zähnen zu entwickeln. Hierzu wurden 45 kariesfreie, extrahierte menschliche Molaren ausgewählt, die in Form und Größe nahezu identisch waren. Diese wurden nach der Extraktion in drei Gruppen aufgeteilt. Die Zähne der Gruppe A blieben unbehandelt. Bei zwei Gruppen (B und C) wurde unter ständiger Wasserkühlung eine idealisierte MOD-Kavität präpariert, deren Breite die Hälfte des Höcker-Abstandes bemaß. Anschließend wurde das Pulpenkammerdach abgetragen und eine endodontische Behandlung aller Wurzelkanäle durchgeführt. Die MOD-Kavität wurde mit Rebuilda DC™ verschlossen. Die Zähne der Gruppe C wurden zusätzlich um ca. 1/3 der Kronenhöhe reduziert, so dass ein okklusales Plateau entstand. Die abgetragene Kaufläche wurde rekonstruiert und in Keramik überführt. Die so hergestellte Kaufläche bezeichneten wir als „okklusalen Schild“. Der Schild wurde adhäsiv auf dem Plateau befestigt. Für die Zähne aus allen drei Gruppen wurden zweigeteilte Formen aus einer edelmetallfreien Legierung (NEM) angefertigt, die deren Wurzeln flächig umschlossen. Alle Prüfkörper wurden mit einer Vorkraft von 0,1 N und einer Prüfgeschwindigkeit von 50 mm/min in einer Zwickapparatur mit einer linearen Belastung bis zum Bruch geprüft. Entsprechend dem Frakturverlauf wurden die Zähne nach klinischen Parametern in drei Defektgrade eingeteilt (leicht, schwer, nicht restaurierbar). Es wurde untersucht, ob Unterschiede hinsichtlich des Frakturverhaltens zwischen den drei Gruppen bestehen. Die drei Defektgrade wurden hinsichtlich ihrer Auftretenshäufigkeit in den drei Gruppen anhand von Kreuztabellen gegenübergestellt. Beim paarweisen Vergleich zweier Gruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,223$) zwischen der Kontrollgruppe („unbehandelte Zähne“) und der mit einem okklusalen Schild versorgten Zähne. Demgegenüber zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,001$) zwischen der Kontrollgruppe und der Gruppe der MOD-Zähne. Ebenfalls resultierte eine Signifikanz von $p=0,014$ zwischen der Gruppe der MOD-Zähne und der Schild-Zähne. Die Zähne der Gruppe A (unbehandelt) und der Gruppe C (Schild) wiesen somit ein ähnliches Frakturverhalten auf. Die Zähne der Gruppe B zeigten demgegenüber ein deutlich schlechteres Frakturverhalten als Gruppe A und C. Die Ergebnisse weisen darauf hin,

dass mit einer planen Bedeckung von endodontisch behandelten Zähnen das Frakturrisiko verringert werden kann.

7. Literaturübersicht

1. Arnetzl GV, Arnetzl G:
Biomechanical examination of inlay geometries--is there a basic biomechanical principle?
Int J Comput Dent 2009;12(2):119-130
2. Ashley M, Harris I:
The assessment of the endodontically treated tooth.
Dent Update 2001;28(5):247-252
3. Assif D, Gorfil C:
Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 1994;71(6):565-567
4. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL:
Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored.
Amer J Dent 1997;10(5):237-241
5. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J:
Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture.
J Prosthet Dent 1989;61(6):676-8
6. Bitter K, Paris S, Hartwig C, Neumann K, Kielbassa AM:
Shear bond strengths of different substrates bonded to lithium disilicate ceramics.
Dent Mater J 2006;25(3):493-502
7. Blunck U, Zaslansky P:
Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage.
J Adhes Dent 2007;9 Suppl 2:231-240

8. Boyer DB, Roth L:
Fracture resistance of teeth with bonded amalgams.
Amer J Dent 1994;7(2):91-4
9. Bremer BD, Geurtsen W:
Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites.
Amer J Dent 2001;14(4):216-220
10. Buonocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J Dent Res 1955;34(6):849-853
11. Burke EJ, Qualtrough AJ:
Aesthetic inlays: composite or ceramic?
Br Dent J 1994;176(2):53-60
12. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR:
Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study.
Int J Prosthodont 2001;14(1):58-64
13. Coca I, Schwickerath H:
Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich.
Dtsch Zahnärztl Z 1987;42(4):338-41
14. Cohen S, Burns R C:
Pathway of the pulp. 3. Aufl.;
Mosby:, Baltimore, Boston, 1984
15. De Boever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM:
Functional occlusal forces: an investigation by telemetry.
J Prosthet Dent 1978;40(3):326-33

16. Dette KE, Hoppmann I, Linke PG:
Die Entwicklung der Kaukraft bei Kindern im Vorschulalter.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 1972;59(11):399-407
17. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J:
In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth.
Quintessence Int 1990;21(10):823-831
18. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Puers R, Vander Sloten J, Naert I:
Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study.
J Oral Rehabil 2000;27(9):744-53
19. Eakle WS, Staninec M, Lacy AM:
Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth.
J Prosthet Dent 1992;68(2):257-260
20. Eastoe JE:
Enamel protein chemistry--past, present and future.
J Dent Res 1979;58(Spec Issue B):753-764
21. Edelhoff D, Heidemann, D., Kern, M., Weigel, P.:
Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ: Aufbau
endodontisch behandelter Zähne.
Zahnärztl Mitt 2003;93:42-44
22. Edelhoff D, Sorensen JA:
Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth.
Int J Periodontics Restorative Dent 2002;22(3):241-249

- 23.** Eichner K:
Messung von Kauvorgängen.
Dtsch Zahnärztl Z 1963;18:915-24
- 24.** Eichner K, Kappert, H.F.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7. Aufl.,
Georg Thieme Verlag; Stuttgart: 2000.
- 25.** European Society of Endodontology:
Undergraduate curriculum guidelines for endodontology.
Int Endod J 2001;34(8):574-580
- 26.** Eriksen HM:
Endodontology-epidemiologic considerations.
Endod Dent Traumatol 1991;7(5):189-195
- 27.** Eriksen HM:
Epidemiology of apical perodontitis.
In: Orstavik D, Ford T R P:Essential endodontology: prevention and treatment of
apical periodontitis.
Blackwell Science; Munksgaard: 1. Aufl.,1998
- 28.** Fick R:
Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.
In: Bardeleben K.: Handbuch der Anatomie des Menschen.
Gustav Fischer Verlag, Jena: 2. Aufl.,1911.
- 29.** Franchi M, Breschi L, Ruggeri O:
Cusp fracture resistance in composite-amalgam combined restorations.
J Dent 1999;27(1):47-52
- 30.** Fusayama T, Maeda T:
Effect of pulpectomy on dentin hardness.
J Dent Res 1969;48(3):452-460

- 31.** Geurtsen W, Orth M, Gartner A:
Die Frakturfestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam-
oder -Kompositfüllung..
Dtsch Zahnärztl Z 1989;44(2):108-110
- 32.** Gutmann JL:
The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring
endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 1992;67(4):458-67
- 33.** Haller B, Klaiber B:
Kompositinlays als zahnfarbene Seitenzahnrestaurationen.
Zahnärztl Mitt 1989;79(8):920-5
- 34.** Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A:
Höckerstabilisierung durch Adhasivinlays in MOD-Kavitaten.
Dtsch Zahnärztl Z 1990;45(10):660-663
- 35.** Hansen EK, Asmussen E:
In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-
bonded resin.
Endod Dent Traumatol 1990;6(5):218-25
- 36.** Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC:
In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam.
Endod Dent Traumatol 1990;6(2):49-55
- 37.** Heideman D. WP:
Stifte im Wurzelkanal – Warum?
Endodontie Journal 2004;2:24-32

- 38.** Heydecke G, Peters MC:
The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review.
J Prosthet Dent 2002;87(4):380-386
- 39.** Hood JA:
Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications.
Int Dent J 1991;41(1):25-32
- 40.** Howe CA, McKendry DJ:
Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture.
J Amer Dent Assoc 1990;121(6):712-715
- 41.** Ianzano JA, Mastrodomenico J, Gwinnett AJ:
Strength of amalgam restorations bonded with Amalgambond.
Amer J Dent 1993;6(1):10-12
- 42.** Isidor F, Brondum K, Ravnholt G:
The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts.
Int J Prosthodont 1999;12(1):78-82
- 43.** Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG:
The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine.
J Biomech 1993;26(9):1055-1065
- 44.** Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JM:
Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading.
J Prosthet Dent 2007;98(4):270-276

- 45.** Kelly JR:
Perspectives on strength.
Dent Mater 1995;11(2):103-110
- 46.** Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R:
Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment.
J Dent 1993;21(2):117-121
- 47.** King ML, Aboush YE:
Effect of adhesive resin cement on design of partial veneer crowns.
J Prosthet Dent 1999;82(2):157-160
- 48.** Kishen A:
Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth.
Endodontic Topics 2006(13):57-83
- 49.** Körber KH, Ludwig, K.:
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.
Dental-Labor 1983;31(1):55
- 50.** Krejci I, Lutz F, Fullemann J:
Zahnfarbene Inlays/Overlays. Zahnfarbene adhesive Inlays und Overlays: Materialien, Prinzipien und Klassifikation.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992;102(1):72-83
- 51.** Kunzelmann K-H, Hickel, R.
Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.
3M Espe AG; Seefeld: 2001.
- 52.** KZBV Jahrbuch – Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung.
Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung. Köln; 2007.

- 53.** Lambrechts P, Van Meerbeek, B., Perdigão, J., De Munck, J., Vanherle, G.
Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven.
3M Espe AG; Seefeld: 2001.
- 54.** Lang H:
Stabile Zähne durch Adhäsivinlays. Reviews aus der Wissenschaft.
Dtsch Zahnärztl Z 2001;56:398-399
- 55.** Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH:
Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root.
J Dent Res 2006;85(4):364-368
- 56.** Lang H, Rampado M, Mullejans R, Raab WH:
Determination of the dynamics of restored teeth by 3D electronic speckle pattern
interferometry.
Lasers Surg Med 2004;34(4):300-309
- 57.** Lang H, Schwan, R., Nolden, R.:
Die Verformung gefüllter Zähne.
Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:812-815
- 58.** Lopes LM, Leitao JG, Douglas WH:
Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement.
Quintessence Int 1991;22(8):641-645
- 59.** Lutz F, Krejci I, Schupbach P:
Adhasivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993;103(5):537-549
- 60.** Madison S, Zakariasen KL:
Linear and volumetric analysis of apical leakage in teeth prepared for posts.
J Endod 1984;10(9):422-427

- 61.** Magne P:
Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data.
Dent Mater 2007;23(5):539-548
- 62.** Malament KA, Socransky SS:
Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age.
J Prosthet Dent 1999;81(1):23-32
- 63.** Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R:
Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition.
Oper Dent 2004;29(5):481-508
- 64.** Massa F, Dias C, Blos CE:
Resistance to fracture of mandibular premolars restored using post-and-core systems.
Quintessence Int 2010;41(1):49-57
- 65.** Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH:
Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'.
J Dent 1997;25(3-4):321-30
- 66.** Milot P, Stein RS: Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design.
J Prosthet Dent 1992;68(3):428-435
- 67.** Morgano SM, Milot P:
Clinical success of cast metal posts and cores.
J Prosthet Dent 1993;70(1):11-16

- 68.** Mühlemann HR:
Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1951;61(1):1-71
- 69.** Nakabayashi N, Takarada K:
Effect of HEMA on bonding to dentin.
Dent Mater 1992;8(2):125-30
- 70.** Pahncke D, Behrend, D., Beetke, E., Schmitz, K.P:
Okklusaler Schild zur Zahnstabilisierung,
Patentschrift: DE102005063257B4, Rostock, 2007
- 71.** Papa J, Cain C, Messer HH:
Moisture content of vital vs endodontically treated teeth.
Endod Dent Traumatol 1994;10(2):91-93
- 72.** Paphangkorakit J, Osborn JW:
The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man.
Arch Oral Biol 1997;42(1):11-17
- 73.** Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW:
The effect of a re-wetting agent on dentin bonding.
Dent Mater 1999;15(4):282-95
- 74.** Peschke A, Blunck U, Roulet JF:
Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the
marginal adaptation of Class V restorations.
Amer J Dent 2000;13(5):239-244
- 75.** Pilo R, Brosh T, Chweidan H:
Cusp reinforcement by bonding of amalgam restorations.
J Dent 1998;26(5-6):467-472

- 76.** Pinheiro CE:
Comparative in vivo and in vitro studies on the biomechanics of maxillary partial dentures. A methodological and experimental study.
Med Diss , Malmö; 1998
- 77.** Pospiech P:
All-ceramic crowns: bonding or cementing?
Clin Oral Investig 2002;6(4):189-197
- 78.** Randow K, Glantz PO:
On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study.
Acta Odontol Scand 1986;44(5):271-277
- 79.** Rasheed AA:
Effect of bonding amalgam on the reinforcement of teeth.
J Prosthet Dent 2005;93(1):51-55
- 80.** Reeh ES, Douglas WH, Messer HH:
Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique.
J Dent Res 1989;68(11):1540-1544
- 81.** Reeh ES, Messer HH, Douglas WH:
Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures.
J Endod 1989;15(11):512-516
- 82.** Robbins JW:
Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth.
J Amer Dent Assoc 1990;120(5):558-562
- 83.** Rocke H, Kerschbaum Th, Fehn C:
Zur Verweildauer wurzelkanalbehandelter Zähne.
Dtsch Zahnärztl Z 1997;6(52):565–567

- 84.** Sagsen B, Aslan B:
Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth.
Int Endod J 2006;39(11):900-904
- 85.** Schemel W, Hummel K, Krekeler G, Soltesz U:
Härteprüfungen an Schmelz, Dentin und Zement historischer und
prähistorischer menschlicher Zähne.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1985;95(1):31-40
- 86.** Schmeissner H:
Zur Belastbarkeit gegossener Stiftaufbauten in Abhängigkeit unterschiedlicher
Präparationsgestaltung.
Dtsch Zahnärztl Z 1979;34(10):744-747
- 87.** Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S:
Teeth restored using fiber-reinforced posts: In vitro fracture tests and finite
element analysis.
Acta Biomater 2010; 6(9):3747-3754
- 88.** Schroeder H:
Orale Strukturbiologie.
Georg Thieme; Stuttgart: 4. Aufl. 1992
- 89.** Sirimai S, Riis DN, Morgano SM:
An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root
fracture of pulpless teeth restored with six post-and-cores systems.
J Prosthet Dent 1999;81(3):262-269
- 90.** Sorensen JA, Martinoff JT:
Clinically significant factors in dowel design.
J Prosthet Dent 1984;52(1):28-35

- 91.** Sorensen JA, Martinoff JT:
Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 1984;51(6):780-784
- 92.** Stanford JW, Paffenbarger GC, Kumpula JW, Sweeney WT:
Determination of some compressive properties of human enamel and dentin.
J Amer Dent Assoc 1958;57(4):487-495
- 93.** Stiefenhofer A, Stark H, Hackhofer Th:
Biomechanische Untersuchung von Stiftaufbauten mit Hilfe der Finiteelementeanalyse.
Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:711-5
- 94.** Gulabivala K,
Restauration wurzelbehandelter Zähne.
In: Stock C, Walker R, Gulabivala K.: Endodontie.
Elsevier, München: 2005
- 95.** Strub JR, Beschmidt SM:
Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems.
Int J Prosthodont 1998;11(6):602-9
- 96.** Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ:
Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems.
Dent Mater 2000;16(3):180-187
- 97.** Tidmarsh BG:
Restoration of endodontically treated posterior teeth.
J Endod 1976;2(12):374-375
- 98.** Tonami K, Takahashi H:
Effects of aging on tensile fatigue strength of bovine dentin.
Dent Mater J 1997;16(2):156-169

- 99.** Trabert KC, Caput AA, Abou-Rass M:
Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments.
J Endod 1978;4(11):341-345
- 100.** Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L:
Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars.
Endod Dent Traumatol 1986;2(1):35-38
- 101.** Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M,
Lambrechts P:
Clinical status of ten dentin adhesive systems.
J Dent Res 1994;73(11):1690-1702
- 102.** Viohl J, Zimmer M:
Messung der elastischen und bleibenden Aufbiegung von mod-Füllungen bei
vertikaler Belastung.
Dtsch Zahnärztl Z 1990;45(10):643-645
- 103.** Wakefield CW, Kofford KR:
Advances in restorative materials.
Dent Clin North Amer 2001;45(1):7-29
- 104.** Watts DC, Wilson NH, Burke FJ:
Indirect composite preparation width and depth and tooth fracture resistance.
Amer J Dent 1995;8(1):15-19
- 105.** Weine FS:
Endodontic therapy.
Mosby St. Louis, Baltimore, Boston: 5.Aufl. 1995

- 106.** Weiss E:
Der Einfluß adhäsiv befestigter mod-Inlays auf das Bruchverhalten menschlicher Zähne in vitro.
Med Diss, Berlin: 1993
- 107.** Wendt SL, Jr., Harris BM, Hunt TE:
Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth.
Dent Mater 1987;3(5):232-235
- 108.** Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G:
A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics.
Dent Mater 1992;8(5):310-9
- 109.** Willershausen B, Tekyatan H, Krummenauer F, Briseno Marroquin B:
Survival rate of endodontically treated teeth in relation to conservative vs post insertion techniques -- a retrospective study.
Eur J Med Res 2005;10(5):204-8

8. Danksagung

Nach Abschluss der Arbeit möchte ich allen Dank sagen, die am Entstehen dieser Dissertation beteiligt waren, zuallererst meinem Doktorvater Herrn PD Dr. habil. Dieter Pahncke, der mir das Thema zur Verfügung gestellt und mit seiner unermüdlichen Unterstützung und vielen guten Anregungen sehr zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Weiterhin gilt mein Dank den Mitarbeitern des Instituts für Biomedizinische Technik in Rostock-Warnemünde, insbesondere Herrn Prof. Dr.-Ing. D. Behrend, der für alle Fragen immer ein offenes Ohr hatte. Bei der Lösung von statistischen Problemen möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Günther Kundt und Frau Dipl.-Math. Helga Krentz vom Institut für Biostatistik und Informatik in Medizin und Altersforschung bedanken.

Für die große Hilfe bei der sehr aufwendigen Herstellung der Probenkörper bedanke ich mich besonders bei der Zahntechnikmeisterin Maren Gleißner.

Meinen Eltern danke ich für die unaufhörliche Unterstützung und Motivation.

9. Thesen zur Promotionsschrift

- Gegenstand der Arbeit war die experimentelle Überprüfung eines an der Universität Rostock entwickelten Verfahrens zum Frakturschutz endodontisch behandelter Zähne. Es sollte untersucht werden, ob nach Abschluss der endodontischen Behandlung durch das Aufkleben einer Kaufläche aus Keramik (okklusaler Schild) gegenüber der adhäsiven Kompositfüllung eine höhere Belastungsstabilität erreicht werden kann.
- Für die Arbeit wurden 45 in Form und Größe nahezu identische, kariesfreie menschliche Molaren auf drei Gruppen verteilt. Außer den unbehandelten Zähnen der Kontrollgruppe A wurden alle anderen mit Wurzelfüllungen versehen und die Zähne der Gruppe B mit einer MOD- Kompositfüllung verschlossen. Die Zähne der Gruppe C wurden okklusal bis 1 mm unterhalb des tiefsten Punktes des Fissurenreliefs plan geschliffen. Auf dieses Plateau wurde eine aus Keramik hergestellte Kaufläche als okklusales Schild adhäsiv befestigt.
- Zum Ausschluss von Einflüssen des Parodonts und der Wurzelgeometrie wurde für alle Zähne eine zweigeteilte Form aus einer Nichtedelmetalllegierung angefertigt. Diese Form fasste die Zähne bis ca. 2 mm unterhalb der Schmelzzementgrenze. Abgerundete Kanten sollten Kerbspannungen vorbeugen.
- Alle Zähne wurden in einer speziell angefertigten Haltevorrichtung im individuell justierbaren Schlitten auf dem Prüftisch einer Zwickapparat ausgerichtet und in einem Winkel von 50° zur Zahnlongsachse auf der Mitte des Abhanges des tragenden Höckers bis zur Fraktur belastet.
- Hinsichtlich der Größe der bruchauslösenden Kraft waren die unbehandelten Zähne der Kontrollgruppe hoch signifikant stärker belastbar als diejenigen der Gruppe B ($p = 0,001$). Zwischen der Kontrollgruppe und den mit einem okklusalen Schild versorgten Zähnen der Gruppe C bestand kein signifikanter Unterschied ($p = 0,091$). Das Signifikanzniveau zum Nachweis eines statistisch

nachweisbaren Unterschiedes zwischen den Gruppen B und C wurde mit $p=0,051$ knapp verfehlt.

- Entsprechend dem Frakturverlauf wurden die Zähne nach klinischen Parametern in drei Defektgrade eingeteilt (leicht, schwer, nicht restaurierbar). Beim paarweisen Vergleich zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,223$) zwischen der Kontrollgruppe A und den mit einem okklusalen Schild versorgten Zähnen (C). Demgegenüber unterschieden sich die Frakturverläufe sowohl zwischen der Kontrollgruppe und den mit Komposit gefüllten Zähnen der Gruppe B ($p=0,001$) als auch zwischen den Gruppen B und C nachweisbar voneinander ($p=0,014$).
- Die Auswertung der Ergebnisse führte zu der Schlussfolgerung, dass einfache adhäsive Füllungen die Zähne in den meisten Fällen bis in den oberen Bereich der physiologischen Kaubelastung stabilisieren. Eine Verbesserung des Bruchverhaltens kann durch die horizontale Versteifung mit Hilfe eines aus Keramik hergestellten, adhäsiv befestigten okklusalen Schildes erzielt werden. Die so versorgten Zähne tolerieren Belastungen oberhalb der physiologischen Kaukräfte besser.
- Die Klebefuge stellt die größte Schwachstelle bei den adhäsiven Restaurationen dar. Wenn sie jedoch wie beim okklusalen Schild horizontal verläuft, wirkt sie als Sollbruchstelle und verhindert bei überkritischen Belastungen die Fortleitung der Fraktur auf die Wurzel und damit aus klinischer Sicht den Totalverlust des Zahnes.

10. Selbstständigkeitserklärung

Ich versichere an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als den angegebenen Hilfsmitteln angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen entnommen sind, habe ich als solche kenntlich gemacht. Ich weiß, dass bei Abgabe einer falschen Versicherung die Prüfung als nicht bestanden zu gelten hat.

Felix le Coutre